



# TERMOČIDLO PRO MĚŘENÍ TEPLoty KRVÉ

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika  
*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika

*Autor práce:* **Ondřej Dörfl**  
*Vedoucí práce:* Ing. Petr Kudrna





# THERMOCOUPLE FOR MEASURING BLOOD TEMPERATURE

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical Technology  
*Study branch:* 3901R032 – Biomedical Technology

*Author:* **Ondřej Dörfl**  
*Supervisor:* Ing. Petr Kudrna

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

Akademický rok: 2013/2014

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Ondřej Dörfl**  
Osobní číslo: **Z11000001**  
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**  
Studijní obor: **Biomedicínská technika**  
Název tématu: **Termočidlo pro měření teploty krve**  
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

## Z á s a d y   p r o   v y p r a c o v á n í :

### Cíle práce:

Seznámit se s principem měření teploty tkáně a krve. Navrhnout a realizovat prototypy katétrů s termočidly a vhodný HW pro realtime monitorování teploty krve alespoň v 5 místech animálního modelu. Pomocí vhodného SW prostředí realizovat aplikaci pro současné zobrazení průběhů měřených teplot v čase z jednotlivých čidel, záznam a případnou pozdější analýzu záznamu měření. Zařízení otestovat na animálním modelu.

### Teoretická východiska (včetně výstupu z BP):

Měření teploty tkáně a krve poskytuje důležité informace o termoregulačních schopnostech organismu. V případě provádění hypotermických nebo hypertermických animálních experimentů je žádoucí sledovat rozložení teplot v modelu. Komerčně dostupná zařízení neexistují, ale jsou výzkumníky žádané.

### Výzkumné otázky:

1. Kontinuální monitorace teploty poskytuje důležité informace o termoregulačních vlastnostech sledovaného organismu v případě provádění hypotermických nebo hypertermických experimentů.
2. Termočidlo s malým průměrem měřicího hrotu bude modelem dobře tolerováno.

### Metoda:

Výzkumné části předchází zvládnutí konstrukce měřicího aparátu pro min. 5 kanálů pro měření teploty. Následně bude provedena sada ověřovacích testů v elektrotechnické laboratoři a nakonec pilotní měření na animálním modelu.

### Technika práce, vyhodnocení dat:

1. Realizace měřicí aparatury.
2. Realizace měřicích katétrů
3. Sada ověřovacích testů za účelem kalibrace jednotlivých kanálů pro měření teploty - srovnání aparatury s přesným měřidlem teploty.
4. Vyhodnocení animálního experimentu - porovnání distribuce tepla organismem.

### Místo a čas realizace výzkumu:

Realizace práce se uskuteční v prostorách TUL, pod dohledem doc. Ing. Ivana Jaksche CSc. a Ing. Petra Kudrny.

Animální experiment bude proveden na 1. LF UK, pod záštitou Ing. P. Kudrny.

1. čtvrtletí 2014.

### Vzorek:

Pilotní měření bude provedeno na animálním modelu.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

viz příloha

Vedoucí bakalářské práce:

Ing. Petr Kudrna

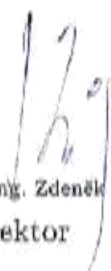
Ústav zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce:


12. září 2013

Termín odevzdání bakalářské práce:

30. dubna 2014

  
prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs  
rektor



  
Mgr. Marie Prošková  
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 28. února 2014



# Příloha zadání bakalářské práce

## Seznam odborné literatury:

- [1] WEBSTER, John G. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, ed. 6, Wiley, 2006, ISBN 978-0-471-26358
- [2] NAVRÁTIL L., Rosina J. a kol.: *Medicínská biofyzika*, Grada, 2005, ISBN-10: 80-247-1152-4
- [3] HEJZLAR, Radko. *Termodynamika*. Vyd. 4. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2004, 166 s. ISBN 80-010-2975-1.
- [4] PEARSON, James, Matthew S. GANIO, Thomas SEIFERT, Morten OVERGAARD, Niels H. SECHER a Craig G. CRANDALL. *Pulmonary Artery and Intestinal Temperatures during Heat Stress and Cooling*. *Medicine* [online]. 2012, vol. 44, issue 5, s. 857-862 [cit. 2013-11-21]. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31823d7a2b. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>
- [5] CHATELIER, Ronald C., et al. *Systems and methods for discriminating control solution from a physiological sample*. U.S. Patent Application 12/840,595, 2010.
- [6] ROSNER, Bernard. *Fundamentals of biostatistics*. 7th ed. Boston: Brooks/Cole, Cengage Learning, c2011, xvii, 859 p. ISBN 05-387-3349-7.
- [7] VINCENT, Jean-Louis, Andrew RHODES, Azriel PEREL, Greg S MARTIN, Giorgio ROCCA, Benoit VALLET, Michael R PINSKY, Christoph K HOFER, Jean-Louis TEBOUL, Willem-Pieter DE BOODE, Sabino SCOLLETTA, Antoine VIEILLARD-BARON, Daniel DE BACKER, Keith R WALLEY, Marco MAGGIORINI a Mervyn SINGER. *Clinical review: Update on hemodynamic monitoring - a consensus of 16*. *Critical Care* [online]. 2011, vol. 15, issue 4, s. 229- [cit. 2013-11-21]. DOI: 10.1186/cc10291. Dostupné z: <http://ccforum.com/content/15/4/229>
- [8] POWNER, David I. *Cardiovascular Physiology*. *Neurocritical Care Board Review: Questions and Answers*, 2013, 205, ZAKARIA, Asma, ISBN 978-1936287574
- [9] BARRETT, Thomas E. *Fundamentals of physics (9th), condensed: a study guide to accompany Fundamentals of physics, ninth edition*, David Halliday, Robert Resnick, Jearl Walker. 9th edition. Hoboken, N.J: Wiley, 2010. ISBN 978-047-0551-820.
- [10] TANG LS, GOERITZ ML, CAPLAN JS, TAYLOR AL, FISEK M, et al. (2010) *Precise Temperature Compensation of Phase in a Rhythmic Motor Pattern*. *PLoS Biol* 8(8): e1000469. doi:10.1371/journal.pbio.1000469
- [11] VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK a Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. 1. vyd. Ilustrace Viktorie Vlachová. Praha: BEN - technická literatura, 2008, 247 s. ISBN 978-80-7300-245-9.

## Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.


Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL. V tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 25.4.2014

Podpis: 

## **Poděkování**

Děkuji panu Ing. Petru Kudrnovi za velkorysou spolupráci s dodávkami potřebného materiálu k vytvoření termočidla a dalších potřebných komponent. Dále za jeho věcné a užitečné rady a v neposlední řadě za trpělivost.

Mé poděkování patří Bc. Martinu Huňkovi za rady ohledně vytváření desek plošných spojů.

Dále děkuji Ondřeji Hofmanovi za přístup do laboratoře na ÚZS TUL.



## **Abstrakt**

**Jméno a příjmení autora:** Ondřej Dörfl

**Instituce:** Technická univerzita v Liberci – Ústav zdravotnických studií

**Název práce:** Termočidlo pro měření krve

**Vedoucí práce:** Ing. Petr Kudrna

**Rok obhajoby:** 2014

### **Souhrn:**

Tato práce se věnuje problematice kontinuálního měření teploty krve při výzkumných animálních experimentech. V práci je detailně popsán návrh a konstrukce měřicího systému, včetně samotného senzoru teploty, který umožňuje měření teploty krve invazivní formou, až v pěti místech modelu. Dále je v práci popsán, pro tyto účely vytvořený, SW pro vyhodnocení aktuálních dat a jejich uložení v obecně čitelném formátu. Zařízení bylo testováno v laboratoři při animálním experimentu.

### **Klíčová slova:**

Teplota, termočidlo, katétr, krev, invazivní, HW zařízení, monitoring.

## **Abstract**

**Name and surname:** Ondřej Dörfl

**Institution:** Technical University of Liberec – Institute of Health Studies

**Title:** Thermocouple for measuring of blood temperature

**Supervisor:** Ing. Petr Kudrna

**Year:** 2014

**Summary:**

This thesis deals with the problem by the continuous measurement of blood temperature in the researches of animal experiments. The thesis is described in detail design and construction of actual temperature sensor that allows invasive form of measurement of blood temperature in five areas of the model. Furthermore described in the thesis for these purposes the creation of software for evaluation of current data and storing them in a generally readable format. The device was tested in the laboratory at the animal experiment.

**Key words:**

Temperature, thermocouple, catheter, blood, invasive, HW device, monitoring.

## Obsah

Seznam zkratek .....	- 13 -
1. Úvod .....	- 15 -
2. Teplota a možnosti jejího snímání .....	- 16 -
2.1. Teplota .....	- 16 -
2.2. Termometrie .....	- 16 -
2.2.1. Teploměry na principu látkové roztažnosti .....	- 17 -
2.2.2. Kovové odporové teploměry .....	- 17 -
2.2.3. Termočlánky .....	- 18 -
2.2.4. Termistory .....	- 18 -
2.2.5. Termometrie na bázi optických snímačů .....	- 19 -
2.3. Termoregulace organismu .....	- 19 -
2.3.1. Hypertermie .....	- 21 -
2.3.2. Hypotermie .....	- 22 -
2.4. Současné měřicí metody teploty tkání a tekutin .....	- 23 -
2.4.1. Současné metody invazivního měření teploty krve .....	- 25 -
3. Požadavky a cíle na navrhované zařízení .....	- 28 -
4. Návrh zařízení .....	- 31 -
4.1. Čidlo .....	- 31 -
4.2. DPS měřicího zařízení .....	- 33 -
4.2.1. Napájení .....	- 33 -
4.2.2. Wheatstonův můstek (měřicí část) .....	- 34 -
4.2.3. Zesílení a úprava signálu .....	- 36 -
4.3. AD/DA převod pro PC (DAQ NI USB-6009) .....	- 38 -
4.4. Zpracování, zobrazování a ukládání dat z měření .....	- 39 -
4.4.1. Návrh virtuálního přístroje (SW) .....	- 39 -

5.	Popis výroby navrhovaného zařízení.....	- 41 -
5.1.	Postup výroby prototypu měřicího katétru s čidlem .....	- 41 -
5.2.	Výsledné schéma a popis zapojení.....	- 42 -
5.2.1.	Zapojení jednotlivých integrovaných obvodů .....	- 42 -
5.3.	Výsledné DPS a měřicí zařízení.....	- 44 -
5.4.	Připojení DAQ NI USB - 6009 k PC .....	- 48 -
5.5.	Postup vytvoření programové části.....	- 49 -
6.	Testování zařízení.....	- 53 -
6.1.	Popis laboratorního testu.....	- 53 -
6.2.	Popis animálního experimentu .....	- 54 -
7.	Výsledky.....	- 55 -
7.1.	Výsledky laboratorního měření.....	- 55 -
7.2.	Výsledek animálního experimentu.....	- 56 -
8.	Závěr.....	- 58 -
	Seznam použité literatury a dalších zdrojů .....	- 60 -
	Použitá literatura .....	- 60 -
	Seznam obrázků .....	- 63 -
	Seznam grafů.....	- 64 -
	Seznam tabulek .....	- 64 -
	Seznam samostatných příloh.....	- 64 -

## Seznam zkratek

HW	Hardware
SW	Software
SI	Mezinárodně domluvená soustava jednotek fyzikálních veličin
°C	Stupeň Celsia
K	Stupeň Kelvina
$\vartheta$	Teplota v °C
T	Teplota v K
$T_0$	Teplota v K = 273,15 K
R	Odpor v jednotkách $\Omega$ (ohm)
$R_0$	Odpor termistoru při teplotě 25 °C
CNS	Centrální nervový systém
Q	Objem minutového srdečního výdeje
SF	Srdeční frekvence
F	Jednotka French užívaná ve zdravotnictví – 1 F = 0,33 mm
RTG	Rentgen
DPS	Deska plošného spoje
PC	Personal Computer (osobní počítač)
AD/DA	Převod analogových dat na digitální (opačně DA/AD)
DAQ	Data acquisition (datový sběr)
NTC	Negative temperature coefficient thermistor (termistor se záporným teplotním součinitelem odporu)
G	Zesílení (Gain)

$R_G$	Volitelný odpor pro volbu zesílení na zesilovači
USB	Universal Serial Bus (univerzální sériová sběrnice)
NI	National Instruments
VI	Virtual instrumentation
1. LF UK Praha	1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze
ÚZS TUL	Ústav zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci
hh:mm:ss	časový formát hodina : minuta : sekunda



## 1. Úvod

Teplota organismu je obrazem energetické látkové přeměny tkání na teplo. Z jednotlivých již známých anomálií lze stanovit příčinu, nebo naopak ze známé příčiny stanovit velikost i místo teplotní změny, jež tato příčina vyvolala. Měřením teploty organismu lze také sledovat termoregulační schopnosti organismu. Je však známo, že při nízkých teplotách organismu dochází ke zpomalení metabolismu a toho se využívá např. při operacích myokardu, transplantacích, apod.

Technika, kdy dochází k cílenému snižování teploty organismu, se nazývá řízená hypotermie. Jedná se o snižování teploty těla, čímž se zpomaluje bazální metabolismus. Po poklesu teploty těla na 28 °C, je bazální metabolismus zhruba poloviční oproti normální hodnotě. Pro bezpečný průběh hypotermie je třeba znát i teplotu i uvnitř těla a k tomuto účelu je vhodné použít termočidlo v katéttru, které však není komerčně běžně dostupné.

Komerčně dostupná zařízení zpravidla neodpovídají náročným požadavkům výzkumníků. Tato práce řeší požadavek Fyziologického ústavu 1. LF UK v Praze pro zajištění potřeb pro experimentální účely a to nejen po HW stránce, ale i SW, což umožní rozšířit zaznamenávané veličiny v dané laboratoři a tím lépe dokumentovat prováděné experimenty.

Cílem této bakalářské práce je vytvoření vhodného zařízení pro invazivní měření teploty s dostatečně malým průměrem, aby bylo modelem dobře tolerováno a bylo ho možné zavést skrz cévní zavaděč, a také vyrobit měřicí a vyhodnocovací zařízení měřené veličiny.

## **2. Teplota a možnosti jejího snímání**

Následující kapitola se zabývá pojmy teplota, termoregulace organismu a biologickými procesy spojenými s termoregulací. Dále jsou popsány možnosti měření teploty v medicíně a jsou diskutovány současné možnosti měření teploty krve invazivními metodami.

### **2.1. Teplota**

Teplota je základní fyzikální veličina soustavy SI, jejíž základní jednotkou je Kelvin (K). V našich zeměpisných šířkách se používá vedlejší jednotka °C (stupeň Celsia). Teplota je důležitá při popisu tepelných vlastností jevů a látek. Hodnota 0 °C odpovídá hodnotě 273,15 K. [13]

Teplotní stupnice je definována na základě trojného bodu vody, což je rovnovážný stav tří skupenství vody (led, voda a sytá vodní pára). Hodnota teploty trojného bodu je pevně stanovena na 273,16 K. [13]

Na převod jednotek do °C je dán vztah:

$$\vartheta = T - T_0. \quad (1)$$

Obor, který se zabývá měřením teploty, se nazývá termometrie.

### **2.2. Termometrie**

*„Teplota je fyzikální veličina, která popisuje stav organismu jako biologického systému. Změna normální teploty je významným a snadno identifikovatelným příznakem velké skupiny možných poruch. Ukazuje se však, že lze využít relativně snadné lokální měření dynamiky teplotních změn, jako metodu k vyšetření vlastností jednotlivých složek biologického systému, s teplotou vůbec nesouvisejících.“ [15]*

*„Teplotu jako typickou stavovou veličinu nelze měřit přímo, nýbrž se využívá známých fyzikálních jevů, které prokazují závislost jiných fyzikálních veličin na teplotě. Metody měření teploty můžeme dělit podle různých kritérií. Podle způsobu kontaktu*

*s organizmem rozeznáváme invazivní metody, kdy vlastní snímač je zaveden do organismu, a neinvazivní metody, které dále dělíme na dotykové a bezdotykové podle toho, zda snímač musí či nemusí být v přímém kontaktu s povrchem měřeného objektu.“*  
[15]

### **2.2.1. Teploměry na principu látkové roztažnosti**

Teploměry pracující na základě látkové roztažnosti jsou dosud ve zdravotnictví nejrozšířenější, i když je postupně nahrazují elektronické modely využívající jiné principy vyhodnocení teploty, tak nejznámější teploměr je lékařský rtuťový, který existuje ve dvou provedeních. Jeden zaznamenává na stupnici nejvyšší dosaženou teplotu (tzv. maximální teploměr), jehož doba ustálení teploty je několik minut. Druhý typ měří okamžitou teplotu a jeho ustálenou hodnotu lze zaznamenat za podstatně kratší dobu oproti maximálnímu teploměru. Rtuťové teploměry se skládají z nádržky rtuti a kapiláry, na které je stupnice se rtuťovým sloupcem, kam se vlivem teplotní roztažnosti rtuť vytlačuje. Lékařské rtuťové teploměry měří s přesností na desetiny °C a jejich měřicí rozsah se zpravidla pohybuje v rozmezí 35 až 42 °C. [10] [15]

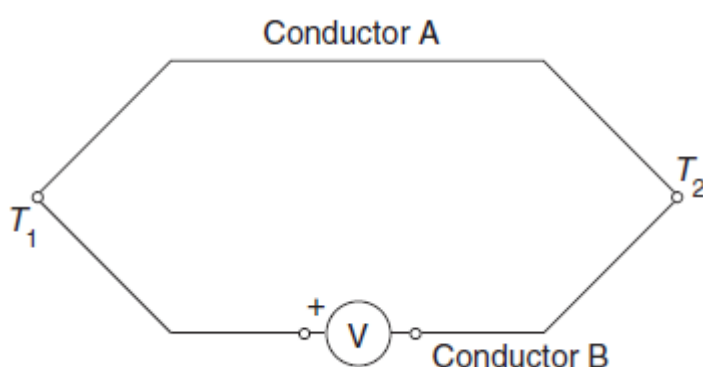
Na principu délkové roztažnosti látek pracují bimetalové teploměry využívající deformaci pásku vzniklého spojením dvou kovů o různém koeficientu délkové roztažnosti. Tuto deformaci lze mechanickým způsobem převést na stupnici, ale běžněji se používají tyto teploměry jako teplotní spínače nebo ochrany do různých přístrojů.  
[10] [15]

### **2.2.2. Kovové odporové teploměry**

Kovový odporový teploměr pracuje na základě změny elektrického odporu kovů v závislosti na teplotě. Ve prospěch těchto teploměrů je širokospektrální tepelná linearita a též jednoduché vyhodnocovací zařízení. Nejčastěji se lze setkat s platinovými teploměry s rozsahy teplot od 100 °C do 440 °C, s nimiž se lze potkat spíše v technické praxi. [10] [15]

### 2.2.3. Termočlánky

Termočlánek je elektrický prvek, který sestává ze dvou různých kovových vodičů. U termočlánků platí, že v uzavřeném elektrickém obvodu, kdy tyto vodiče jsou spojeny a mají různou teplotu, teče elektrický proud. Při rozpojení tohoto obvodu můžeme měřit napětí, které tento proud vyvolalo a tento děj se nazývá Seebeckův jev (viz. obr. 1). Termočlánek je zařízení měnící tepelnou energii na elektrickou a proto velikost napětí je dána rozdílem teplot mezi spoji. Pokud chceme měřit teplotu, musí být jeden spoj umístěn ve známé teplotě, která funguje jako referenční bod a druhý spoj se používá jako měřicí bod. [10] [15]



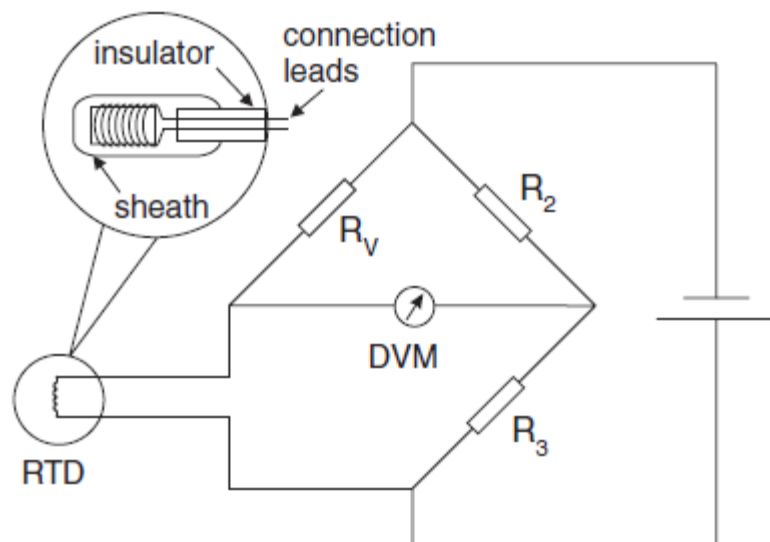
**Obr. 1** – Termočlánek podle Seebecka [19]

### 2.2.4. Termistory

Termistory fungují na závislosti elektrického odporu polovodiče na teplotě, který s rostoucí teplotou klesá, přičemž v úzkém rozsahu teplot je lze linearizovat:

$$R = R_0(1 + \alpha_0 * (T - T_0)). \quad (2)$$

Chyba způsobená linearizací činí, v rozsahu  $\pm 15\text{ }^{\circ}\text{C}$ , maximálně  $\pm 0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Termistorová čidla vynikají přesností až  $10^{-3}\text{ K}$ , relativní jednoduchostí vyhodnocovací části zařízení a zapojují se buď do Wheatstonova můstku (viz. obr. 2), nebo obvodu s referenčním proudovým napájením. Termistorová čidla se například pro invazivní metody měření teploty konstruují v podobě jehel, kdy je termistor upevněn v její špičce. [10] [15]



**Obr. 2 – Wheatstonův můstek (příklad)**

### 2.2.5. Termometrie na bázi optických snímačů

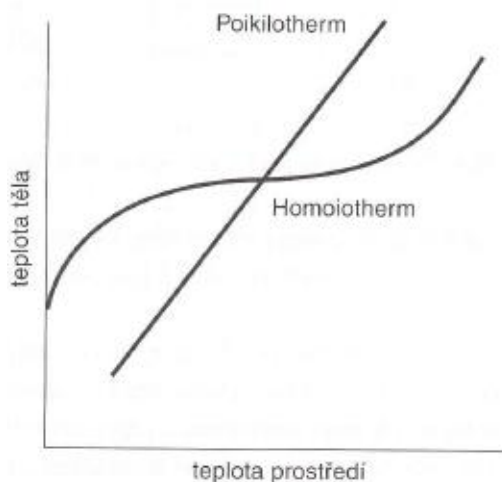
Použití optických snímačů při invazivních metodách měření teplot představuje technicky náročnější přístup. Optoelektronika se skládá ze světelného zdroje s vhodnou vlnovou délkou a detekčního zařízení analyzujícího dopadající světlo, které převádí změny spektrálních složek na změny elektrické, a ty jsou dále programově zpracovány. Tenké izolované skleněné vlákno utváří světlovod. [10] [15] Optické termometry vyhodnocují tepelné záření látek ve viditelném i neviditelném pásmu spektra, protože každá látka vyzařuje elektromagnetické záření. Toto záření vzniká při přemísťování náboje pohybem molekul v látce.

### 2.3. Termoregulace organismu

Teplota těla udává stav rovnováhy mezi výdejem a příjmem tepla mezi tělem a vnějším prostředím (termoregulace). Člověk patří mezi homoiotermní (teplokrevné) živočichy. Lidské tělo se snaží udržet svoji teplotu konstantní i při kolísání teploty okolního prostředí (obr. 1). [10] [14]

Studie lidského organismu udávají, že nejkonstantnější teplota je jen v určité, centrální, části těla (tepelné jádro). Tepelným jádrem rozumějme orgány s vysokou

látkovou přeměnou, mezi něž se řadí např. vnitřní orgány dutiny hrudní, břišní, lebeční, které jsou hlavním producentem tepla. Tkáně periferií, čili tepelný obal, je tvořen kůží, podkožím a její tukovou vrstvou a končetinami. Obal má nestálou teplotu, která se mění vlivem okolí a je nižší oproti jádru. U zdravého organismu je hodnota rozdílu teploty mezi obalem a jádrem okolo 4 °C. Následující obrázek (viz. obr. 3) znázorňuje závislost teploty organismu na okolní teplotě. [10] [14]



**Obr. 3 -** Teplota těla teplokrevných a studenokrevných živočichů v závislosti na teplotě okolí. [10]

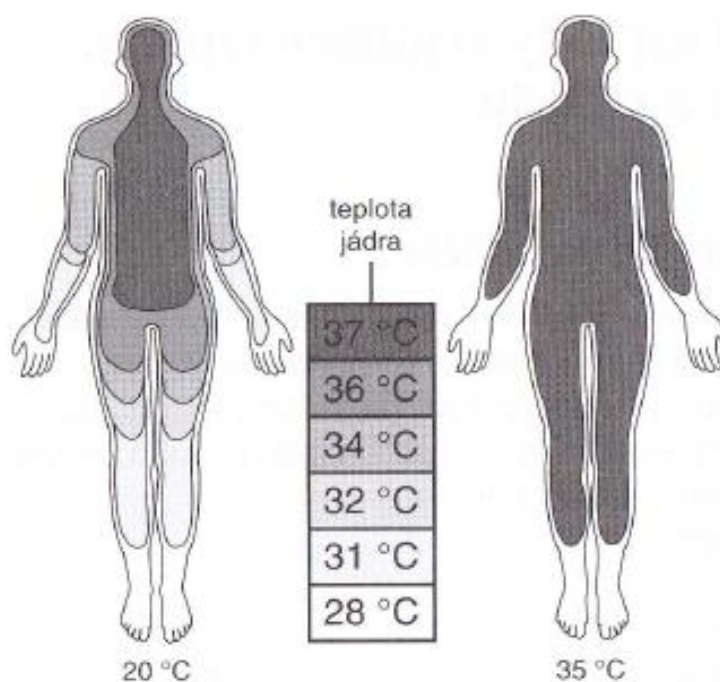
Následující obrázek (viz. obr. 4) znázorňuje rozložení teplot uvnitř organismu, kde v levé části obrázku je okolní teplota prostředí 20 °C a v pravé části 35 °C.

Centrální nervový systém (CNS) reguluje pomocí krevního oběhu teplotu v těle. Krev se značně podílí na distribuci tepla v organismu. Teplotu v těle CNS mění tak, že se zvýší, nebo sníží množství krve (množství vlásečnic otevřených, či zavřených pro oběh) a rychlost oběhu. Zdravý člověk má teplotu těla zhruba 36,5 °C, která se v průběhu dne mění. Centrum pro řízení tělesné teploty se nachází v hypotalamu. [10] [14]

Tělesná teplota a teplota krve se mění v závislosti na prostředí, na správné nebo nesprávné funkci metabolismu, na požitých léčivech a potravinách. Závisí také na správné funkci termoregulace tkání a na CNS (např. psychickém rozpoložení pacienta). Teplota se mění také v závislosti na denní době. Ráno, kdy je organismus odpočatý, je teplota povrchu těla u zdravého člověka cca 36,6 °C a k večerním hodinám se pohybuje



na hranici 37 °C. Měřením teplot na různých částech těla je možno zhodnotit příčiny a důsledky jednotlivých jevů. [10] [14]



**Obr. 4 - Teplotní zóny těla. [10]**

K výměně tepla dochází pocením a odpařováním vody při dýchání. Při sálání (vyzařování tepla do okolí) se cévy rozšíří a krev, která protéká kůží, se ochlazuje odevzdáním tepla do okolí. Naopak při ochlazení se cévy stahují a teplo se udržuje v krvi. V horších případech se nedostatečně prokrvují orgány a tkáně na periferii a může dojít k omrznutí. Dále na výměně tepla záleží i proudění vzduchu v okolí kůže. Například vítr urychluje tepelnou výměnu. Při nadměrném ochlazení nastupuje svalový třes, který zvýší teplotu organismu. [10] [14]

### 2.3.1. Hypertermie

K hypertermii dochází například při horečce, kdy organismus bojuje s nemocí. Mikroorganismy teplotu nad 37,5 °C nesou a zvyšuje se tvorba protilátek. Horečka je řízena vnitřními regulačními mechanismy, pokud ale dochází k tomu, že mechanismy zajišťující termoregulaci nefungují správně, dochází k přehřívání hypotalamu a tím se ztrácí schopnost regulovat teplotu a vznikne tzv. nekontrolovaná hypertermie.

Nekontrolovaná hypertermie nastává při neřízeném vzestupu teploty organismu a způsobuje ji například nemoc, nadměrná fyzická zátěž, dehydratace, nemožnost se potit, vysoká zevní vlhkost. Mezi příznaky patří horká a suchá kůže, malátnost, bezvědomí, zmatenost, tachykardie, či tachypnoe. Hypertermie má vliv na lidské chování, může docházet i ke svalovým křečím. Teplota nad 41 °C poškozuje nervové buňky, kdy dochází ke srážení bílkovin v krvi. Poté často dochází ke smrti člověka. [14]

Proti hypertermii se lze bránit studenými zábaly, studenou sprchou, zvýšením příjmu tekutin a minerálů a nevystavování se slunečnímu svitu. Důležité je, aby organismus zůstal také v klidu a vyhnul se fyzické námaze. [14]

- **Reakce kardiovaskulární systém na teplo**

Kardiovaskulární systém je více namáhán, protože musí zajistit transport tepla ze svalů do povrchových částí těla a to má za následek zvýšení minutového objemu srdce (Q) a zvýšení srdeční frekvence (SF) oproti zátěži v chladném prostředí. Dochází k většímu prokrvení kůže, podkoží, které se kompenzuje snížením prokrvení v jiných částech těla (vylučovací, trávicí systém). [14]

### 2.3.2. Hypotermie

Hypotermie je stav podchlazení organismu, k čemuž dochází v případě, že samotný CNS není schopen správně reagovat na ochlazení zevního prostředí organismu. Za hypotermii se považuje pokles teploty vnitřku organismu pod 35 °C. Na začátku podchlazování tělo reaguje proti snižování teploty třesem, vazokonstrikcí cév a zrychlením srdeční frekvence (SF). Pokud se jádro ochladí na teplotu blízkou 30°C, upadne pacient do bezvědomí. Za příčiny hypotermie můžeme považovat fyzické vyčerpání organismu, dlouhodobý pobyt v chladném okolním prostředí bez tepelné ochrany a také dehydrataci. Při hypotermii je důležité velmi pozvolné zahřívání organismu, aby nedošlo například k popáleninám, srdeční zástavě z teplotního šoku, atd. [14]

Při použití řízené hypotermie v lékařství dochází k pozvolnému snižování teploty a jeho následkem je snížení bazálního metabolismu. Pokud klesne teplota těla na 28 °C, je bazální metabolismus zhruba poloviční oproti normální hodnotě. Této hypotermie se

využívá při operacích mozku, či srdce, kdy se tím vyřadí krevní oběh a zabrání poškození CNS. Díky podchlazení těla se sníží spotřeba kyslíku mozkem, to vede k prodloužení doby, po kterou pacient snese delší přerušení krevního oběhu bez následku. [14]

## **2.4. Současné měřící metody teploty tkání a tekutin**

Změny teplot uvnitř a vně organismu je třeba při klinické praxi i vědeckých experimentech měřit a monitorovat.

Primární rozdělení, metod a principů, pro měření teploty je kontaktní a bezkontaktní.

### **A) Kontaktní.**

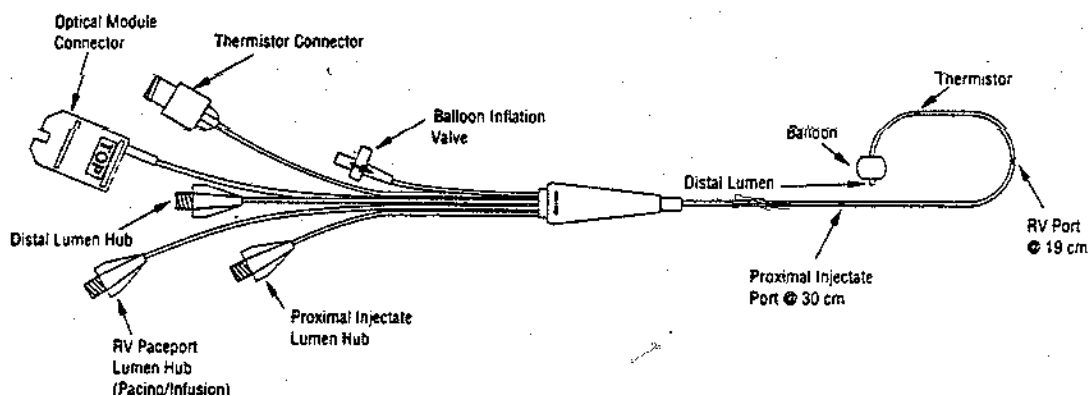
Při kontaktním měření se v klinické praxi nejčastěji používá lékařský rtuťový teploměr, který se nejčastěji zavádí do podpaží, u dětí jej zavádíme do konečníku, kde je teplota vyšší o 0,5 °C oproti podpaží. Dále je možno měřit teplotu v ústech, zevním zvukovodu a tříslech. K tomuto měření se používají nejčastěji různé rtuťové, bezrtuťové, digitální teploměry, aj. Také lze užít elektronické teploměry využívající termistorů.

Kontaktní měření teploty lze dále dělit na:

#### **a) *In/Ex vivo*.**

*In Vivo* je invazivní metoda snímání teploty uvnitř organismu a *Ex Vivo* je neinvazivní způsob snímání na povrchu organismu.

Na invazivní aplikace do cévního řečiště se používají cévní zavaděče a katétry (např. Swan-Ganzův katétr (viz. obr. 5).



**Obr. 5 – Swan-Ganzův katétr**

**b) *In vitro*.**

*In vitro* je měření probíhající mimo organismus, kdy se teplota měří pomocí teploměrů například:

- V krevní bance.
- V zařízení pro mimotělní oběh.
- Ve zkumavce.
- Při dialýze.

**B) Bezkontaktní.**

Stejně, jako u kontaktního měření teploty, lze též dělit na *In/Ex Vivo* a *In vitro* měřicí metody i měření teploty bezkontaktní, u kterého se používá například pyrometr, který vyhodnocuje teplotu z teplotního záření měřeného tělesa. Dále čelní infrateploměry (páskové teploměry s tekutými krystaly) a ušní infrateploměry pro měření teploty ušního bubínku.

Uvedené druhy teploměrů se primárně používají pro neinvazivní měření teploty materiálů, tkání a tekutin a pro použití v lékařském odvětví je nelze libovolně zavádět do vnitřku organismu.

### 2.4.1. Současné metody invazivního měření teploty krve

Cílem rešeršní studie bylo provést průzkum současného stavu a možností měřicích invazivních, až pěti kanálových, metod kontinuálního snímání teploty krve, včetně zobrazování a záznamu dat, určených pro klinickou a experimentální medicínu.

Vědecké práce byly vyhledávány pomocí následujících bibliografických databází:

- RESEARCHER ID<sup>1</sup>.
- MEDVIK<sup>2</sup>.
- Portál knihovny TUL<sup>3</sup>.
- ISI Web of Knowledge.
- Wikiskripta<sup>4</sup>.
- Wiley Online Library<sup>5</sup>.

Klíčová slova:

- *Invasive, thermometry, blood, temperature, measuring, hemodynamic, monitoring.*
- *Invazivní, termometrie, měření, teplota, krev, hemodynamika, monitorace.*

Na základě těchto klíčových slov bylo nalezeno přibližně 20 výsledků, z toho 4 relevantní zdroje týkající se zmíněné problematiky (viz. literatura [16] [17] [18] [19]).

V současnosti se využívá pro invazivní metody snímání teploty krve, ne měření, například termodiluční metoda pro snímání srdečního výdeje za pomoci Swan-Ganzova katétru. Tato metoda neměří teplotu jako takovou, ale měří průtok krve pomocí změn její teploty. Zde, jako indikátor teploty, je bolus podchlazeného fyziologického na teplotu 0 °C, který je aplikován do cévního řečiště a čidlem na hrotu katétru se měří změna teploty v závislosti na čase. Pro tuto monitoraci hemodynamiky slouží dva systémy, **PiCCO** a **LiDCCO**.

---

<sup>1</sup> <http://www.researcherid.com/>

<sup>2</sup> <http://www.medvik.cz/>

<sup>3</sup> <http://knihovna-opac.tul.cz/>

<sup>4</sup> <http://www.wikiskripta.eu/>

<sup>5</sup> <http://onlinelibrary.wiley.com/>

## A) Systém PiCCO

PiCCO systém je méně invazivní proti Swan-Ganzovu katéttru, namísto toho vyžaduje zavedení termodilučního arteriálního katéttru a centrálního žilního katéttru, bez nutnosti katetrizace pulmonální artérie. „Systém PiCCO používá analýzu termodiluční křivky a znalost jednotlivých objemů z termodilučních měření mezi místem aplikace a detekce indikátoru. Z objemů určených termodilučními technikami mezi místem aplikace a detekce lze dále vypočítat „extravaskulární plicní tekutinu“ ke kvantifikaci plicního edému.“ [16]

## B) Systém LiDCCO

Tento systém namísto termodiluce využívá chloridu lithia (LiDCO). „Kalibrace se provádí detekcí přítomnosti LiCl v periferní arteriální krvi po jeho bolusovém podání do venózní části cévního řečiště. Následným porovnáváním tepových křivek je kontinuálně monitorován srdeční výdej.“ [16]

- **Konkrétní hledaná zařízení týkající se problematiky**

Konkrétní zařízení pro hledanou problematiku byla hledána pomocí internetového vyhledávače Google.com.

Klíčová slova:

- *PiCCO, LiDCO, continuous, blood, monitoring, device.*

Na základě těchto klíčových slov bylo nalezeno přibližně 7 výsledků, z toho 3 relevantní zdroje týkající se zmíněné problematiky (viz. literatura [27] [28] [29]).

Mezi vyhledané zařízení například patří doplňkový modul k monitorům od firmy Philips pro kontinuální snímání teploty. Tento modul je dostupný z odkazu<sup>6</sup>. Měří v rozsahu teplot -1 °C až +45 °C. Umožňuje jak povrchové, rektální, nasální, esophageální, tak i arteriální a venózní měření teplot za pomoci katétrů, které je možné snímat až na čtyřech místech zároveň.

---

<sup>6</sup>[http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient\\_monitoring/products/continuous\\_temperature/index.wpd](http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/continuous_temperature/index.wpd)



Další relevantní výsledek hledání je zařízení systému PiCCO<sup>7</sup> od firmy Philips používané pro kontinuální monitorování hemodynamiky termodiluční metodou (CCO = continuous cardiac output). Dále je jím možné měřit tlak arteriální krve, srdeční frekvenci, srdeční výdej, aj.

**Z dostupných zdrojů vyplývá, že existují možnosti a použitelné metody pro měření teploty krve. V zásadě se jedná o jednokanálová měřicí zařízení s vysokou pořizovací cenou, unikátním komunikačním protokolem, neumožňují připojení měřících katétrů s různou délkou, nemají jednoduché a levné zobrazovací a záznamové prostředí, je tedy potřeba vlastního návrhu zařízení.**

---

<sup>7</sup> [http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient\\_monitoring/products/picco/](http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/picco/)

### **3. Požadavky a cíle na navrhované zařízení**

Tato kapitola shrnuje požadavky Fyziologického ústavu 1. LF UK v Praze na měřicí aparaturu schopnou měřit teplotu krve animálního modelu až v pěti místech.

Zařízení musí zajistit snímání teploty v cévním řečišti pomocí snímače. Teplota jako taková nelze měřit přímo, proto ji je potřeba změřit pomocí elektrické veličiny, která je závislá na teplotě (např. el. odpor). Tuto veličinu, lze vyhodnotit jedině v závislosti na jiné elektrické veličině (např. el. napětí). Po vyhodnocení (změření) závislosti těchto dvou elektrických veličin je vhodné tuto veličinu náležitě upravit. Tento upravený signál bývá zpravidla analogový, a proto ho pro komunikaci s PC je třeba převést na signál digitální, tedy použít AD/DA převodník. Po tomto kroku, zbývá signál vyhodnotit a náležitě zpracovat pomocí programové části a data z měření uložit do obecně čitelného formátu. Z těchto náležitostí je dáno, že k aplikaci pro invazivní měření teploty krve je potřeba:

- A) Čidlo
- B) Měřicí zařízení (DPS)
- C) AD/DA převodník
- D) PC a SW pro vyhodnocení, zobrazení a záznam.

Zařízení se tedy bude skládat ze čtyř samostatných komponent (viz. obr. 6).



**Obr. 6 - Blokové schéma přístroje.**

Dále jsou uvedeny požadavky na jednotlivé komponenty.

#### **a) Čidlo**

U hledaného čidla je potřeba aby:

- Čidlo bylo dotykové.
- Použité čidlo pracovalo především v rozmezí teplot 25 °C až 45 °C.
- Mělo co nejlineárnější charakteristiku v závislosti teploty na napětí.

- Čidlo bylo tak malé, aby se vešlo do katétru, který zároveň musí být takový, aby se vlezl do vstupu cévního zavaděče. Standardně používaný zavaděč v laboratoři Fyziologického ústavu 1. LF UK má průměr 5 až 6 F.
- Katétr byl vhodně utěsněn a nedocházelo k šíření tekutin po katétru, byl dostatečně tuhý pro zavedení přes zavaděče.
- Byla možnost zavést do katétru strunu pro manipulaci s hrotem katétru s čidlem.
- Čidlo bylo vhodně upevněno v katétru, prodlouženo na délku 20 až 100 cm a vhodně připojeno k desce plošného spoje.
- V hrotu čidla byla RTG kontrastní značka.
- Katétr s čidlem se dal odpojit a připojit k měřicímu zařízení (viz. bod b).

#### **b) Měřicí zařízení (DPS)**

Měřicí jednotka musí mít:

- Symetrické napájení.
- Měřicí část – vyhodnocení měřené veličiny, zesílení, aj.
- Vstupy - konektory pro připojení měřících čidel.
- Výstupy, sloužící ke komunikaci s PC, pro 4 až 5 kanálů snímání teploty, které jsou analogové.

#### **c) AD/DA převodník**

Měřicí zařízení má výstupní signál analogový a ke komunikaci s PC se musí převést na signál digitální je tedy potřeba AD/DA převodník, který by měl být snadno dostupný a levný a měl mít snadno dostupné a vhodné softwarové prostředí pro vyhodnocení a záznam měřených hodnot.

#### **d) PC a SW pro vyhodnocení, zobrazení a záznam.**

Laboratoři je požadováno, aby:

- Zařízení šlo používat ve spojení s PC.
- Program zobrazoval kontinuální dlouhodobý trend a aktuální hodnoty v kratším časovém horizontu v přehledném grafu.

- Zobrazoval číselné zobrazení aktuální hodnoty teploty.
- Měřená data se průběžně ukládala do přehledné tabulky pro pozdější rekonstrukci a analýzu experimentu.
- Tabulka obsahovala údaje o čase měření a hodnotě teploty.

**Cíle konkrétního řešení jsou následující:**

- Zvolit vhodné čidlo.
- Navrhnout prototyp katétru s čidlem.
- Vyrobit prototyp katétru s čidlem.
- Navrhnout měřicí jednotku
- Vyrobit měřicí jednotku (desku plošného spoje = DPS).
- Propojit zařízení s PC.
- Vyrobit vyhodnocovací a záznamové softwarové prostředí.
- Otestovat v laboratoři a na animálním modelu.
- Vyhodnotit výsledky.

## 4. Návrh zařízení

Řešení jednotlivých dílčích cílů je popsáno níže v kapitole.

### 4.1. Čidlo

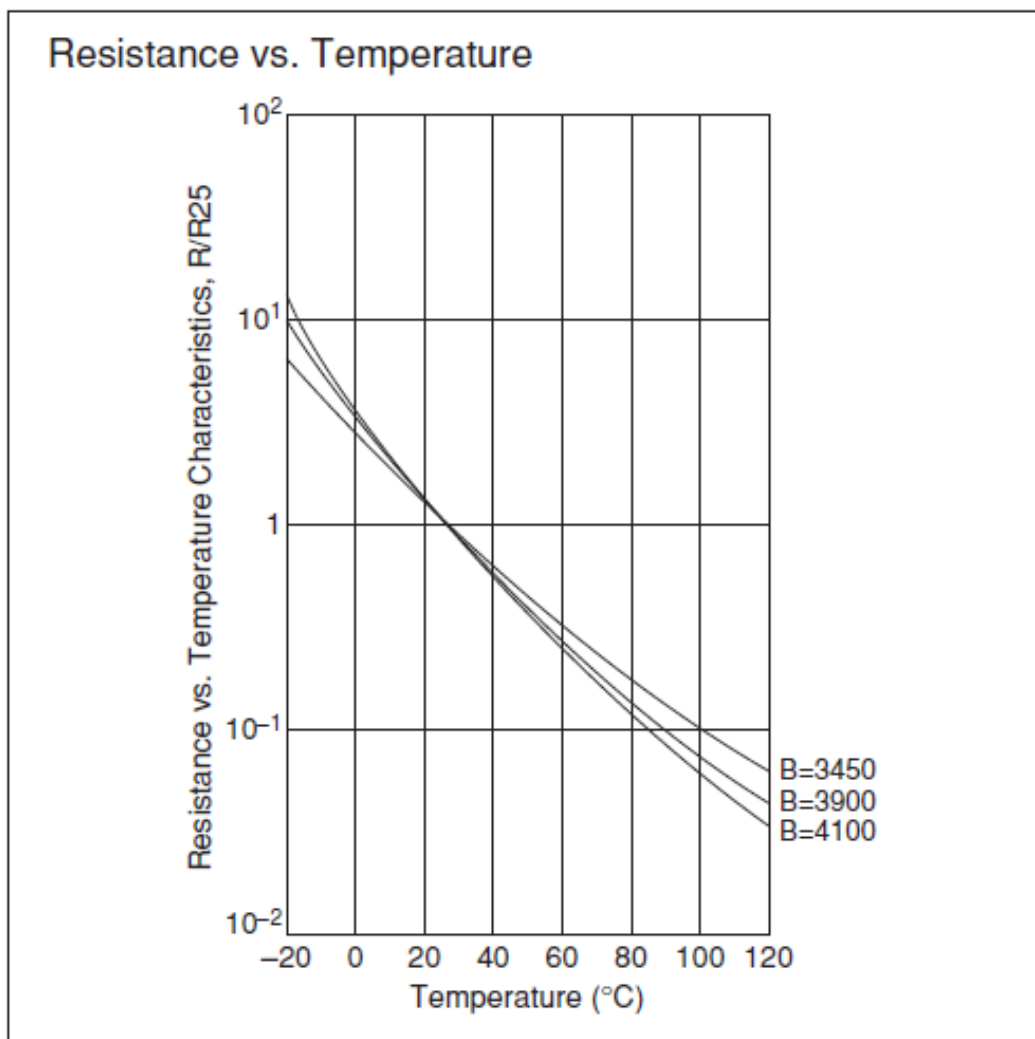
Definovaným požadavkům odpovídá NTC čidlo NXFT15 od firmy MuRata (viz. obr. 7) a vzhledem k jeho rozměrům a požadavku na zavedení do organismu je pro jeho izolaci a dostatečnou tuhost zvolen 6 F katétr. NTC čidlo je čidlo se záporným teplotním součinitelem odporu, což znamená, že při jeho zahřátí odpor součástky klesá.



**Obr. 7 - Čidlo NXFT15. [25]**

NXFT15 dle produktové dokumentace má:

- Přesnou a rychlou odezvu na změnu teploty.
- Pracovní rozpětí teplot od  $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$  do  $+125\text{ }^{\circ}\text{C}$ .
- Odpor u použitého čidla  $10\text{ k}\Omega$  při  $25^{\circ}\text{C}$  s 1% odchylkou.
- V požadovaném rozpětí  $25\text{ }^{\circ}\text{C}$  až  $45\text{ }^{\circ}\text{C}$  téměř lineární charakteristiku (viz. graf 1).
- Rozměr měřicího kontaktu, jenž je kryt pryskyřicí,  $1.20\text{ mm}$  na šířku (viz. tab. 1 a obr. 8).
- Izolaci provedenou z polyuretanu.
- Výrobní délky od  $25\text{ mm}$  do  $150\text{ mm}$ . [24]



**Graf 1** – Charakteristika odporu MuRata čidel v závislosti na teplotě.[24]

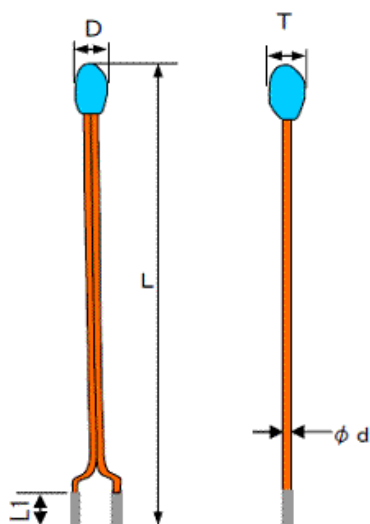
Čidlo získané pro tuto aplikaci má B konstantu rovnou 3450.

V následující tabulce se uvádí jednotlivé rozměry čidla:

**Tab. 1** - Rozměry čidla. [24]

	Rozměr [mm]	Popis
D	$1.2 \pm 0.4$	Měřicí kontakt
T	$1.2 \pm 0.4$	Měřicí kontakt
L	$25 \sim 100 \pm 2$ $110 \sim 150 \pm 3$	Délka celého čidla
L1	$3 \pm 1$	Pájecí část
d	$0.30 \pm 0.05$	Průměr vodiče





**Obr. 8 - Rozměry čidla NXFT15. [24]**

## **4.2. DPS měřícího zařízení**

Deska plošného spoje se skládá z několika menších samostatných částí, které na sebe musí navazovat. Na základě požadavků návrh DPS obsahuje:

- Symetrické napájení.
- Wheatstonův můstek pro změření změny odporu na čidle v závislosti na teplotě.
- Zesílení výstupního signálu z Wheatstonova můstku a jeho úpravu na výstup.

Po poskládání těchto částí vznikne výsledné schéma.

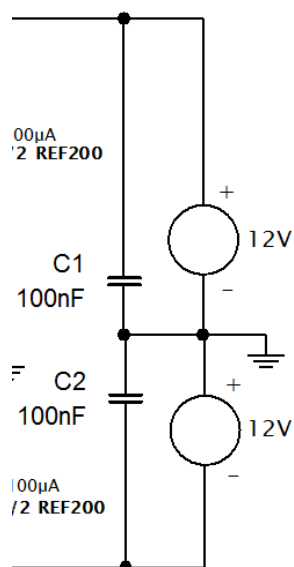
### **4.2.1. Napájení**

Na základě definovaných požadavků je použito symetrické stejnosměrné napájení, které představuje laboratorní zdroj na  $\pm 12$  V. Toto napájení je zvoleno pro použití Wheatstonova můstku (viz. kap. 4.2.2). Vyvážený Wheatstonův můstek má 0 V při 25 °C. Vychází se z parametrů NTC čidla a nastavení Wheatstonova můstku (viz. kap. 4.2.2). Při nesymetrickém napájení (0 až +12 V) by došlo k tomu, že měřící rozsah bude 25 °C a vyšší. Vzhledem k tomu, že může nastat situace, která si bude žádat měření teploty pod 25 °C, což znamená záporné napětí na výstupních svorkách

Wheatstonova můstku, které nesymetrické stejnosměrné napájení neposkytuje. Použité integrované obvody INA128, OPA177 a REF200 (viz. kap. 4.2.2., 4.2.3.) vyžadují zapojení na symetrické napájení. Proto je zvoleno symetrické stejnosměrné.

Na odrušení artefaktů z napájecí sítě je vhodné použít dva keramické kondenzátory 100 nF (viz. obr. 9).

Následující obrázek znázorňuje návrh zapojení symetrického napájení.



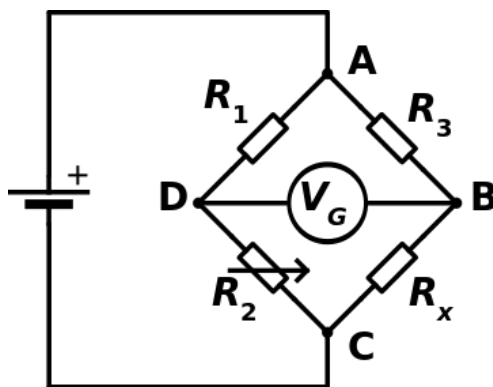
**Obr. 9** – Symetrické napájení – výřez ze schématu.

#### 4.2.2. Wheatstonův můstek (měřící část)

Pro měření malých změn odporu se používá **Wheatstonův můstek** (viz. obr. 10) a vyznačuje se tím, že má velmi dobrou linearitu. Skládá se ze dvou větví o dvou odporech  $R_1$ ,  $R_2$  a  $R_3$ ,  $R_x$ . Při vyváženém můstku (výstupní napětí větví můstku je rovno 0 V) platí:

$$\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_x}. \quad (2)$$

Odporové čidlo **NXFT15** má při teplotě 25 °C odpor 10 kΩ, tudíž je tomu přizpůsoben celý Wheatstonův můstek, aby při nominální teplotě 25 °C bylo výstupní napětí z můstku 0 V, a tak každý odpor v můstku má 10 kΩ.



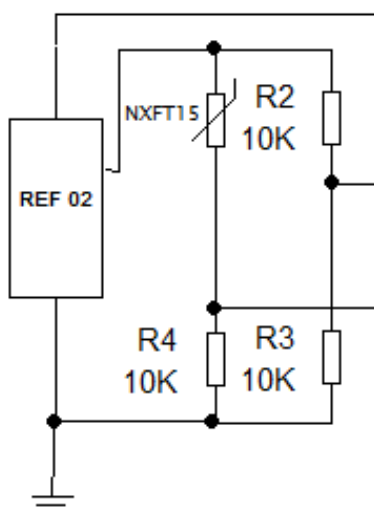
**Obr. 10** – *Wheatstonův můstek*

Výpočet pro kontrolu volby:

$$R_x = \frac{R_2 * R_3}{R_1} = \frac{10 \text{ k}\Omega * 10 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega} = 10 \text{ k}\Omega. \quad (3)$$

Aby nedocházelo ke kolísání výstupního napětí z můstku, je napájen stabilizovanými stejnosměrnými 5V z **REF02** od firmy Texas Instruments. Díky tomu bude výstupní signál z můstku při stálé teplotě konstantní. Tato součástka ošetří i použití jiné velikosti napájecího napětí. Stabilizátor napětí má velmi nízký proudový odběr (0,1 mA) a vynikající teplotní stabilitu.

Následující obrázek (viz. obr. 11) znázorňuje návrh zapojení Wheatstonova můstku a jeho napájení.



**Obr. 11** - *Výřez měřící části obvodu.*

### 4.2.3. Zesílení a úprava signálu

Napětí z Wheatstonova můstku nyní potřebuje zesílit. Zlepší se tím rozlišení měřené teploty na změnu napětí. Odchylka při odečítání hodnot se zmenší. Při malém nebo žádném zesílení může změna 0,01 V odpovídat 1 °C. Při větším zesílení může být změna o 1 °C interpretována změnou o 1 V a teplotní stupnice je čitelnější a snáze rozlišitelná. Pro volbu správného zesílení je potřeba vědět, kolikrát chceme měřený signál zesílit, a poté se dá ze vzorce dopočítat velikost potřebného odporu

Vzorec pro výpočet zesílení zní:

$$G = 1 + \frac{50}{R_G}. \quad (4)$$

Na základě požadavků a průzkumu trhu a dostupnosti byl zvolen zesilovač **INA128** od firmy Texas Instruments, který zesiluje malé změny napětí s vynikající přesností a lze ho napájet od  $\pm 2,25$  V do  $\pm 18$  V. Na vstupní části má zabudovanou přepěťovou ochranu a do napětí  $\pm 40$  V pracuje bez poškození. Zesílení můžeme měnit pevným či proměnným odporem v rozsahu 1 až 10000x, ale vzhledem k prototypu je třeba promyslet zakomponování jak proměnného, tak pevného odporu. Jako proměnný odpor je vhodné použít 100k $\Omega$  trimer, aby bylo možné nastavit veškeré hodnoty zesílení. Po prvních měřicích pokusech a nastavování je nejvýhodnější hodnota zesílení rovna 10 V/V, protože u vyšších hodnot voleného zesílení (nižších hodnot odporu) za použití zvoleného trimru se obtížně nastavuje a udržuje přesná hodnota odporu. Zde je vhodné potom použít pevný odpor.

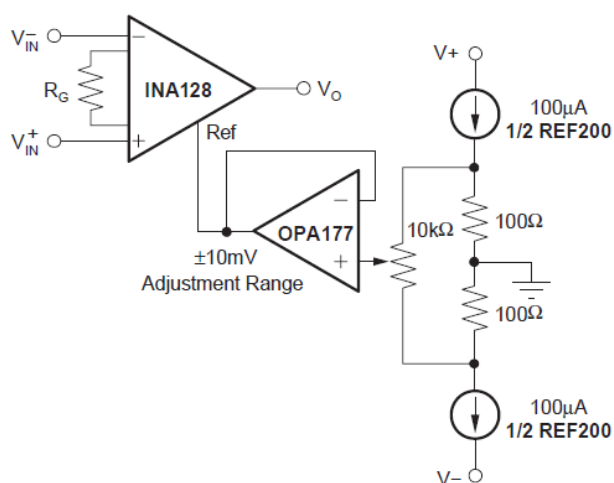
V následující tabulce jsou zobrazeny přepočtené hodnoty odporů  $R_G$  pro požadované zesílení (GAIN) (viz. tab. 2).

Na základě katalogového listu k integrovanému obvodu INA128 je návrh zapojení rozšířen o offset kompenzaci, protože operační zesilovač má nenulové offsetové napětí. To znamená, že při nulové hodnotě na vstupu není vždy přesně nulové napětí na výstupu. Tento nedostatek je třeba korigovat. Na základě katalogového listu k součástce INA128, kde jsou uvedeny možnosti a varianty použití a rozšíření této součástky, byl tento obvod rozšířen o jednu uvedenou variantu (viz. obr. 12).

**Tab. 2 - Hodnoty odporu pro koeficient zesílení na INA128. [20]**

Požadované zesílení (V/V)	$R_G (\Omega)$
1	-
2	50,00k
5	12,50k
10	5,556k
20	2,632k
50	1,020k
100	505,1
200	251,3
500	100,2
1000	50,05
2000	25,01
5000	10,00
10000	5,001

Integrovaný obvod INA128 má výrobcem deklarovaný offset napětí na maximálně 50  $\mu\text{V}$ , teplotní drift způsobuje odchylku 0,5  $\mu\text{V}$  na  $^{\circ}\text{C}$ . Pro kompenzaci této nežádoucí hodnoty nám slouží obvod, jenž je vyobrazen na obrázku (viz. obr. 12). Skládá se z integrovaného obvodu OPA177 (viz. obr. 12). Jedná se o přesný napěťový sledovač. Po připojení externího potenciometru na OPA177, je možno nastavit offset na INA128. Napětí přivedené na referenční svorku se sčítá s výstupem INA128. Vyrovnávací paměť operačního zesilovače OPA177 zajišťuje nízkou impedanci na referenční svorce pro dobré potlačení souhlasného rušení. Souhlasné rušení je potlačeno kompenzací proudovou smyčkou (integrovaný obvod REF200 (viz. obr. 12)). V tomto provedení se možnost nastavení offsetu pohybuje v rozmezí  $\pm 10 \text{ mV}$ .



**Obr. 12 – Možnost rozšíření zesilovače INA128. [20]**

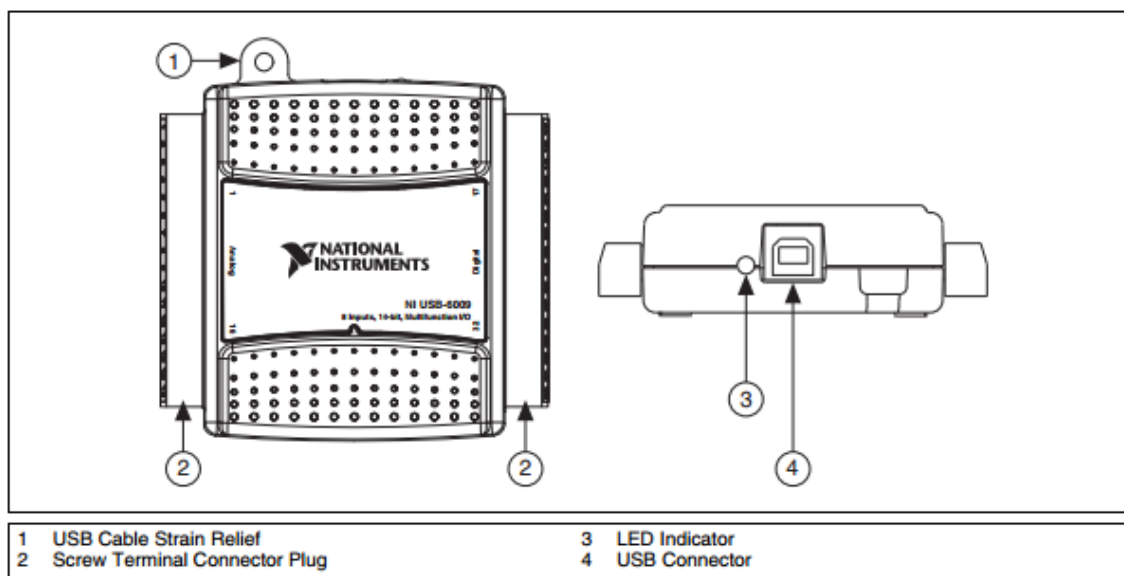
### 4.3. AD/DA převod pro PC (DAQ NI USB-6009)

Výstupní analogový signál z měřicího zařízení se musí převést na digitální. K tomu slouží použité zařízení DAQ NI USB - 6009 (obr. 13). Často používané zařízení ve výzkumu je cenově velmi dostupné. Používá se od jednoduchých aplikací až po ty složité. Je kompaktní. Napájení a přenos dat do PC je prováděn přes USB port. Nespornou výhodou tohoto zařízení je podpora Plug and Play. Po nainstalování ovladače a potřebného SW (např. LabView, který je pro tuto kartu nejvhodnější a primárně určen) stačí připojit USB kabel a pracovat.

Zařízení obsahuje:

- Osm 14bitových analogových vstupů se vzorkovací frekvencí 48 kS/s (kilo-sample per second - vzorků za sekundu)
- Dva 12bitové analogové výstupy se 150 vzorky za vteřinu.
- Dvanáct digitálních vstupů a výstupů
- Jeden 32bitový 5MHz čítač.

Pro tuto aplikaci lze použít i o řadu nižší model s typovým označením USB-6008. [26]



**Obr. 13** – Zobrazení karty DAQ NI USB-6008/6009. [26]

Zařízení pracuje s více programy, kde hlavním je program LabView (jazyk G). Poté je možno použít LabWindows (jazyk C), SignalExpress, Visual Studio, ANSI C/C++ atd. v kooperaci s Measurement Studio.

#### 4.4. Zpracování, zobrazování a ukládání dat z měření

Výrobce karty DAQ NI USB-6009 dodává k obsluze zařízení program LabView. Programy v Labview se nazývají virtuální přístroje, popřípadě VI. Svým vzhledem a činnostmi se podobají skutečným přístrojům, například multimetry a osciloskopy. Termín VI je obdobou názvosloví program nebo funkce v jiných programovacích jazycích. Pro vytvoření takových programů je LabVIEW vybaveno širokou sadou nástrojů pro sběr, analýzu, zobrazení a ukládání dat. [5]

V LabVIEW se vytváří uživatelské prostředí programu za pomoci dvou základních typů komponent. Okno pro tuto část programu se nazývá čelní panel (Front Panel). Prvním typem jsou ovládací prvky:

- Otočné knoflíky.
- Tlačítka.
- Stupnice.
- A jiná vstupní zařízení.

Druhým typem komponent pro tvorbu prostředí programu jsou indikátory:

- Grafy.
- LED diody.
- A jiné signalizační komponenty a zobrazovače.

Po vytvoření čelního panelu se přidává programový kód, který čelní panel řídí. Programový kód se vytváří formou blokového diagramu v samostatném okně. [5]

Pro LabVIEW byla vydána přehledná literatura v českém jazyce s názvem „*Začínáme s LabVIEW*“<sup>8</sup>.

##### 4.4.1. Návrh virtuálního přístroje (SW)

Na základě požadavků laboratoře je blokový návrh VI prezentován na následujícím obrázku (viz. obr. 14).

---

<sup>8</sup> **VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK, Martin VLACH.** *Začínáme s LabVIEW*. 1. vydání. Praha: BEN - technická literatura, 2008. ISBN: 978-80-7300-245-9.

V levé části se počítá se zobrazením aktuálních a dlouhodobých trendů jednotlivých kanálů měřené teploty a v pravé části s numerickými a analogovými indikátory a tlačítkem pro spuštění a zastavení záznamu měřených dat.



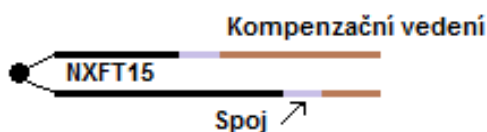
**Obr. 14** – *Blokové rozvržení obrazovky.*



## 5. Popis výroby navrhovaného zařízení

### 5.1. Postup výroby prototypu měřícího katétru s čidlem

Dle návrhu je k dispozici vhodný katétr, jehož délka činí 0,5 m a vybrané čidlo má délku 0,15 m, které tedy bylo nutné následně prodloužit. Pro jeho prodloužení je použit měděný smaltovaný drát o celkovém průměru 0,2 mm a odizolované spoje jsou posunuty směrem od sebe v ose vodiče, aby nedocházelo ke zkratům (viz. obr. 15).



**Obr. 15** – Prodloužení čidla.

Otvor u měřící hlavičky je utěsněn silikonovým plnidlem, aby nedocházelo k šíření tekutiny po katétru (viz. obr. 16). Na základě požadavku čidlo odpojit a připojit k zařízení, je na vývodu z katétru upevněn stereo konektor samice Jack 3,5 mm (viz. obr. 17). Fixace je provedena teplem smršťovací bužírkou a lepidlem, ale toto upevnění lze řešit individuálně v závislosti na výrobcu a modelu katétru. Vzhledem k tomu, že měřící zařízení nebude přímo u pacienta, bylo nutné ještě vyrobit prodlužovací kabel pro spojení čidla samotného s měřícím zařízením, které je zhruba 1,5 m dlouhé a na obou koncích je samec Jack 3,5 mm.



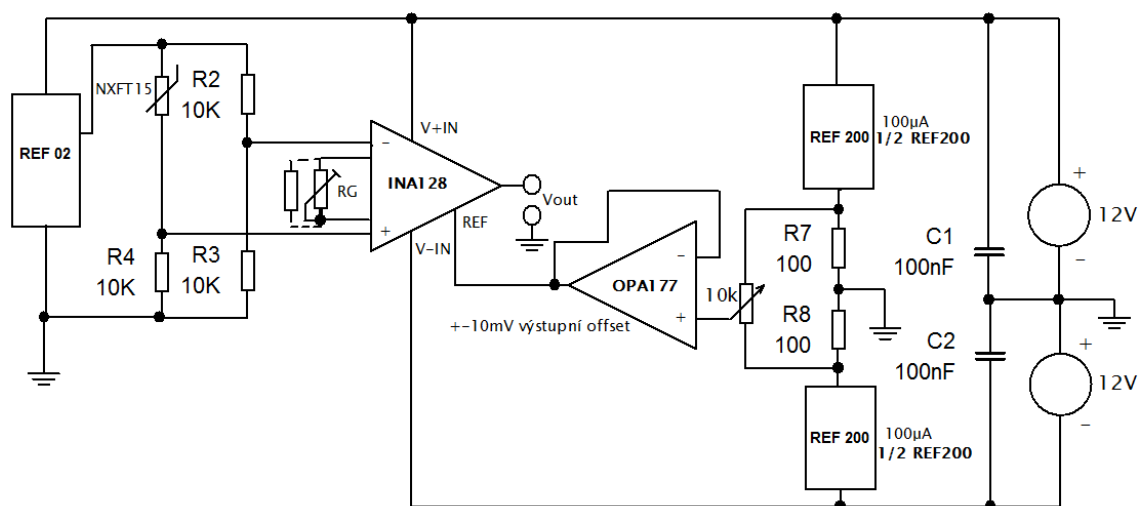
**Obr. 16** – Uchycení čidla v katétru.



**Obr. 17** - Konektor katétru.

## 5.2. Výsledné schéma a popis zapojení

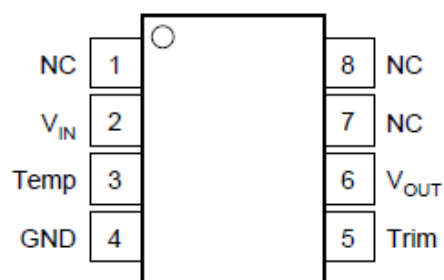
Následující obrázek (viz. obr. 18) znázorňuje výsledné schéma pro jeden kanál, které se následně rozšíří na pět kanálů. Postupně zleva se nachází stabilizátor napětí na 5 V REF02, který napájí Wheatstonův můstek, jež tvoří odpory R1 až R4, kde místo R1 je termistor NXFT15, přístrojový zesilovač INA128 zajišťující zesílení výstupního signálu z můstku a s možností nastavení zesílení pomocí trimru, nebo pevného odporu. Do výsledné desky plošného spoje se počítá s možností použití trimru i pevného odporu. Dále se nachází výstupní svorky a kompenzační obvody k finální úpravě signálu před AD/DA převodem. Blokovací kondenzátory odrušující různé nežádoucí artefakty z napájení. A nakonec symetrické napájení.



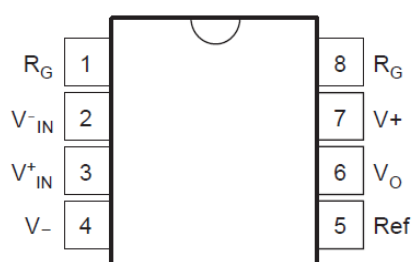
**Obr. 18** – Výsledné schéma zapojení měřící jednotky pro jeden kanál.

### 5.2.1. Zapojení jednotlivých integrovaných obvodů

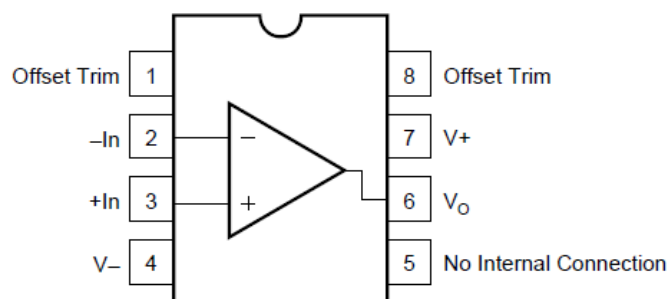
Dle katalogových listů výrobce (viz. katalogové listy [20] [21] [22] [23]) jsou piny pro zapojení jednotlivých integrovaných obvodů následující (viz. obr 19 – 22):



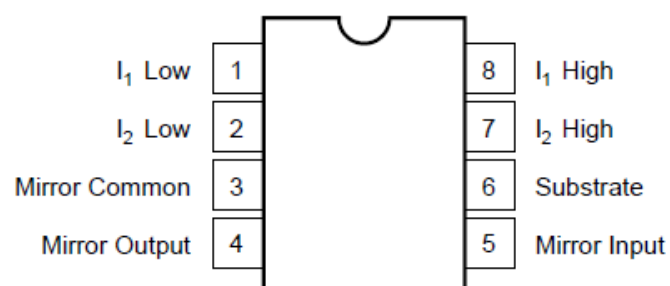
**Obr. 19** - REF02 – rozdělení pinů. [22]



**Obr. 20** - INA128 – rozdělení pinů. [20]



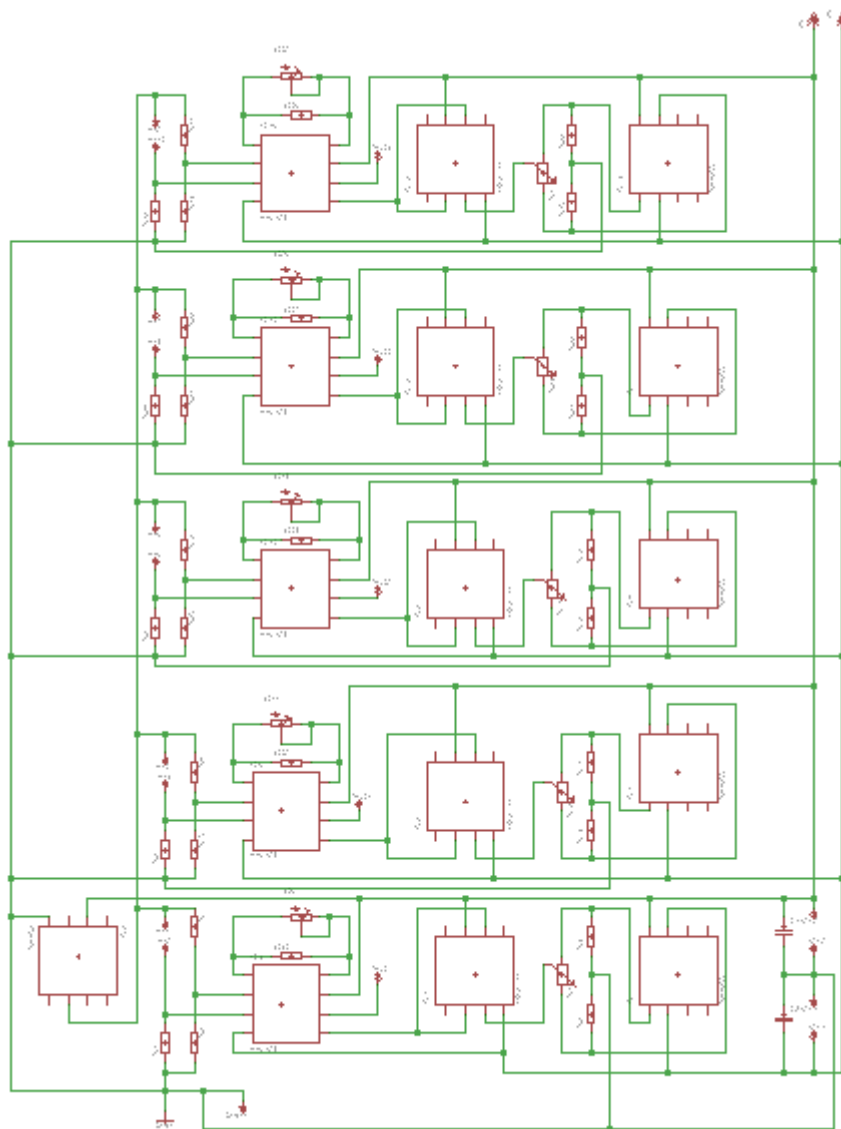
**Obr. 21** - OPA177 – rozdělení pinů. [21]



**Obr. 22** - REF200 – rozdělení pinů. [23]

### 5.3. Výsledné DPS a měřící zařízení

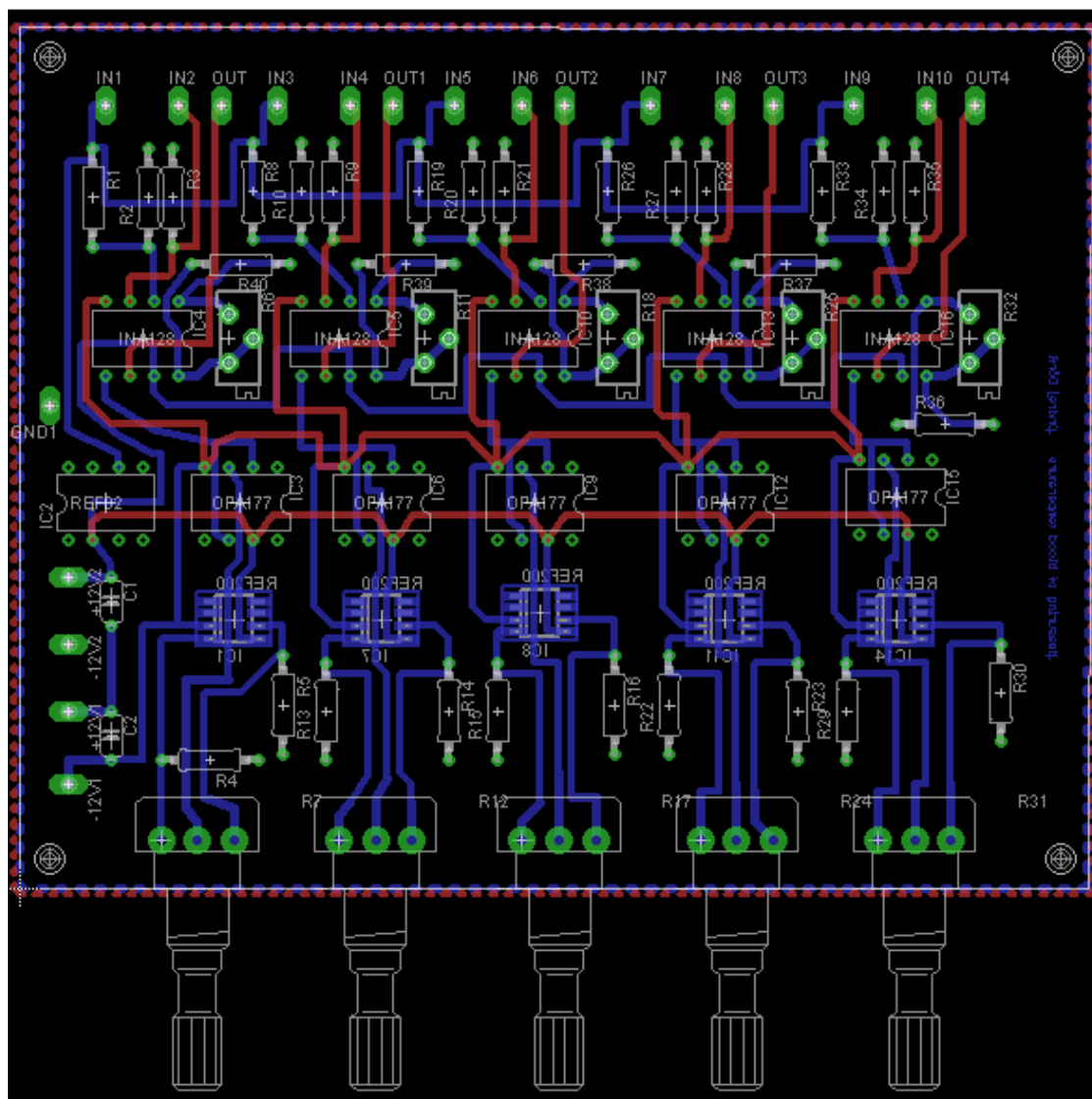
Pro výrobu fyzické podoby byl použit návrhový software Eagle. Je snadno dostupný, velmi používaný a lehce se obsluhuje. Pro výslednou DPS se vytvořilo 5kanálové schéma, které je zaneseno do okna pro tvorbu schématu (viz. obr. 23).



**Obr. 23** – Výsledné schéma pro pět kanálů v programu Eagle.

Ze schématu se vytvořila finální deska plošného spoje (viz. obr. 20). Vytvořit DPS na jednu vrstvu pro pět kanálů je možné, ale problémem je nepřehlednost a hustota vodivých cest, s tím související špatné rozložení jednotlivých komponent a nakonec jako lepší varianta se jeví dvojvrstvá verze. DPS je vyrobena firmou PragoBoard s.r.o.

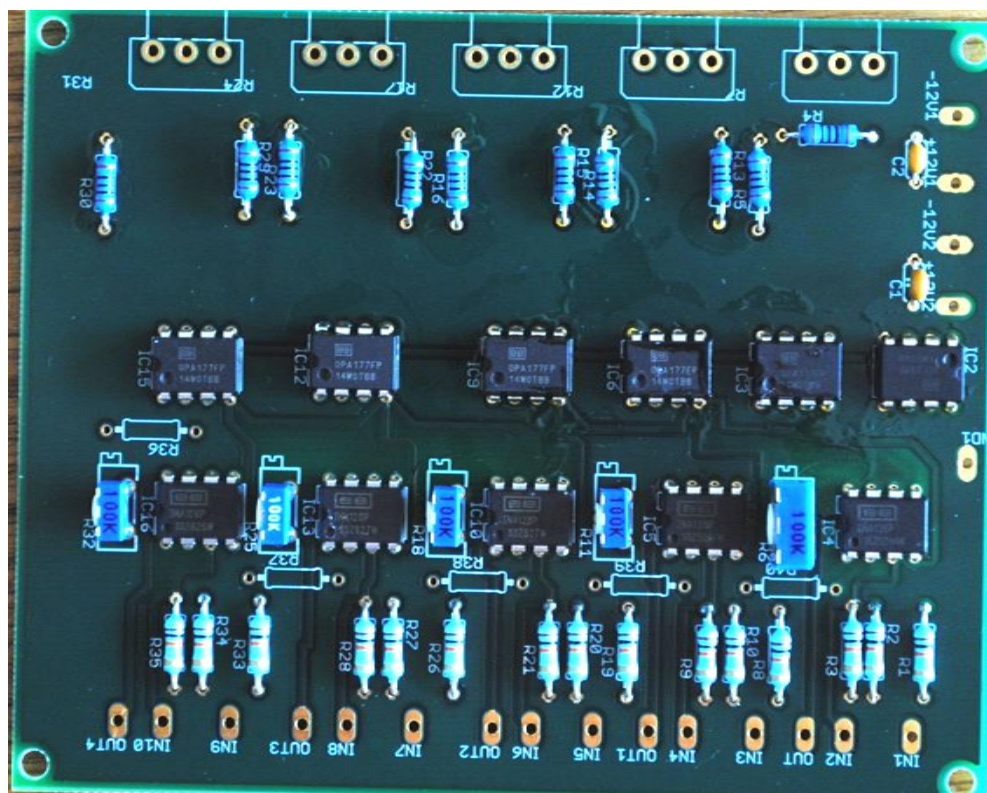
přes jejich výrobní program „Pool servis“<sup>9</sup>, který nabízí výborné podmínky pro kusovou výrobu za přijatelnou cenu.



**Obr. 24 - Dvojvrstvá DPS pro pět kanálů.**

Následující obrázek (obr. 25) znázorňuje fyzickou podobu jedné vrstvy výsledné desky plošného spoje.

<sup>9</sup> [http://www.pragoboard.cz/prijem\\_zakazek\\_pool](http://www.pragoboard.cz/prijem_zakazek_pool)



**Obr. 25** – Fyzická podoba DPS.

Následující obrázky znázorňují výslednou podobu měřicího zařízení (viz. obr. 26, 27).



**Obr. 26** – Čelní panel měřicího zařízení.

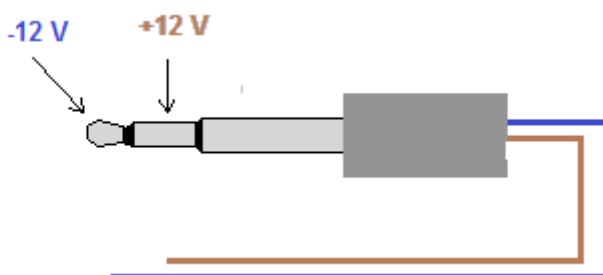


Čelní panel (viz. obr. 26) je osazen pěti vstupy a pěti výstupy, které jsou tvořeny stereo samicemi Jack 3,5 mm.



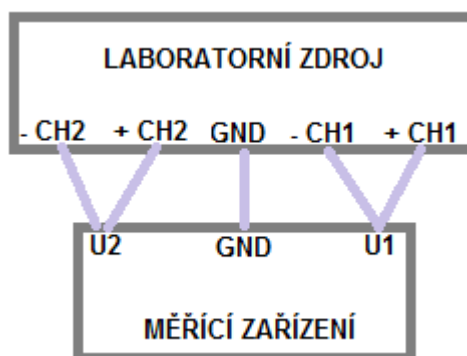
**Obr. 27** – Zadní panel měřícího zařízení.

Zadní panel (viz. obr. 27) je osazen pěti potenciometry pro offset, samicí mono Jack 3,5 mm a dvěma samicemi stereo Jack 3,5 mm pro napájení (viz. obr. 28).



**Obr. 28** – Smysl zapojení 3,5 mm Jack (samec).

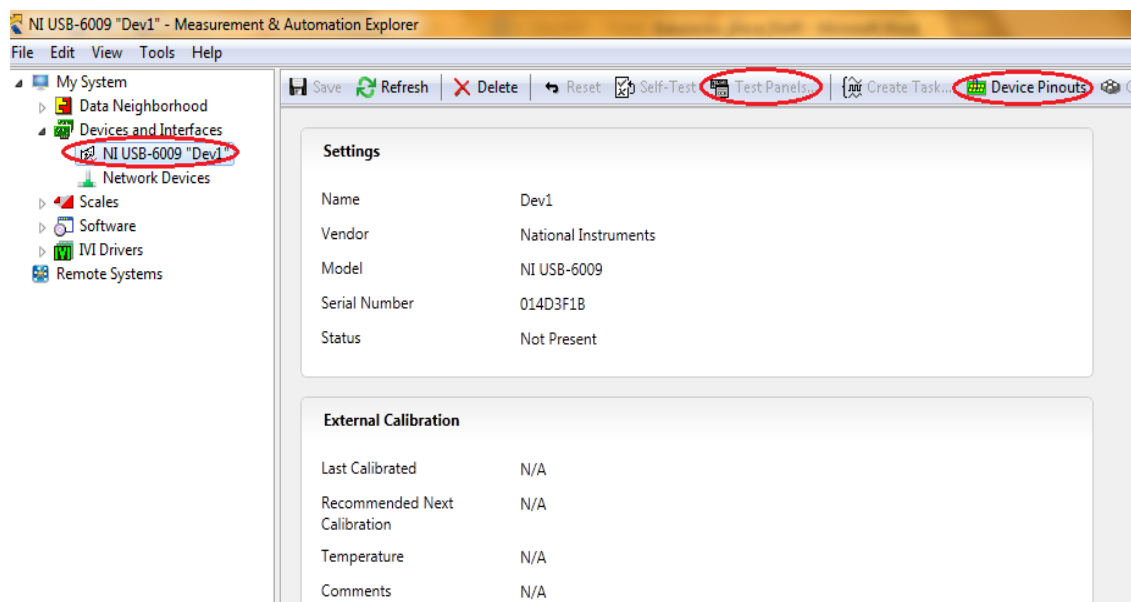
Smysl zapojení napájení počítá s použitím laboratorního zdroje se dvěma kanály a je znázorněn na následujícím obrázku (viz. obr. 29).



**Obr. 29** – Smysl zapojení zařízení na laboratorní zdroj

#### 5.4. Připojení DAQ NI USB - 6009 k PC

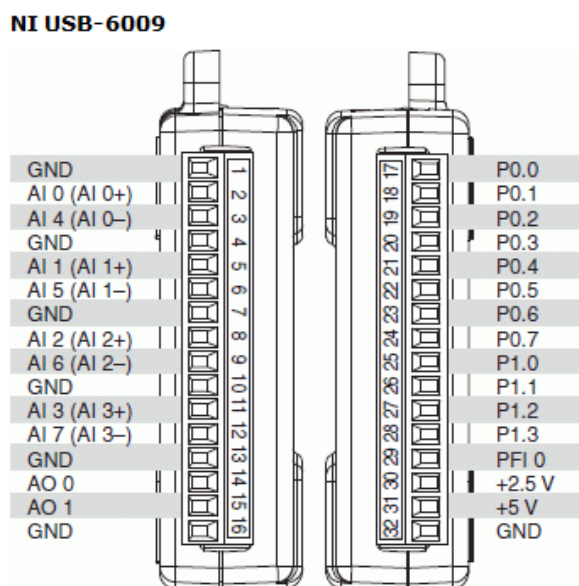
Pokud se jedná o úplně první použití tohoto zařízení, tak se nejdříve nainstaluje libovolný LabView. V tomto případě konkrétně LabView 2013 64-bit verze. Poté je zapotřebí nainstalovat vhodný ovladač, který lze najít na oficiálním webu National Instruments a zpravidla bývá ovladač přiložen na CD disku u zakoupeného zařízení. Z webu stažený aktuální ovladač NIDAQ980f0 nainstaloval i program pro správu připojených zařízení (viz. obr. 30). Po instalaci stačí spustit program a připojit DAQ kartu do USB portu a hned se zobrazí zařízení v programu ovladačů (viz. obr. 30).



**Obr. 30** - Prohlížeč a správce zařízení a ovladačů.



Vlevo na obrázku (viz. obr 30) je znázorněno rozpoznané zařízení, v hlavní části se udávají různé informace o připojeném zařízení a v záložce Device Pinouts (viz. obr. 30), je znázorněno číselné značení a funkce daných portů na zařízení DAQ (viz. obr. 31). Záložka Test Panels (viz. obr. 30) slouží k okamžitému zobrazení sledovaného děje a tím zjistit zda zařízení komunikuje s počítačem.

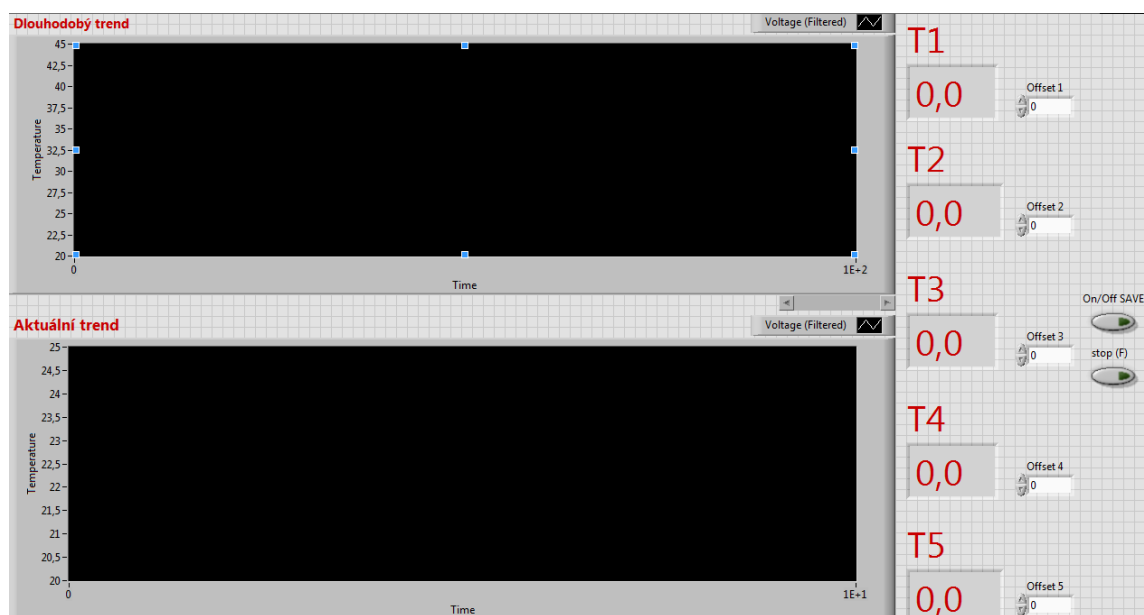


**Obr. 31** - Zobrazení funkce portů na zařízení.

## 5.5. Postup vytvoření programové části

Na základě prostudované literatury a definovaných požadavků je sestaven čelní panel virtuálního zařízení (viz. obr. 32). Na čelním panelu se nachází dva displeje pro zobrazení trendů, z nichž jeden pro dlouhodobý a druhý pro aktuální. Dlouhodobý trend má ve spodní části „Scroll bar“ pro posun po ose x. V pravé části se nachází indikátory pro zobrazení teploty v numerické podobě, pod kterými se nachází konzoly pro doladění případné odchylky měřené teploty (offset), tlačítko stop a tlačítko pro spuštění a zastavení záznamu dat.

Při přidávání těchto komponent na čelní panel se zároveň tvoří blokový diagram. Funkční bloky diagramu, které se nevkládají na čelním panelu, se musí vložit dodatečně.



Obr. 32 – Čelní panel programu.

Funkční bloky diagramu v tomto programu jsou:

- **DAQ Assistant.** DAQ Assistant sbírá data z DAQ karty a slouží jako komunikační rozhraní.
- **Filter.** Použitý filtr vyhlazuje signál.
- **Elapsed Time,** což je časový odpočet pro spínač.
- **Relay.** Spínač, který spouští na základě časového odpočtu a zmenšuje počet zapisovaných dat do souboru, či je spuštěn pomocí tlačítka „On/Off SAVE“.
- **Write To Measurement File** je rozhraní, které ukládá data do přehledné tabulky ve formátu .xlsx pro snadnou editaci a rekonstrukci zaznamenaných dat.

Veškerá důležitá nastavení a informace těchto komponent se zobrazují po dvojkliku na dané rozhraní a případné další informace jsou popsány v citované literatuře<sup>10</sup>. Po nastavení požadovaných parametrů a grafickém pospojování jednotlivých bloků diagramu vznikne jeden celek (viz. obr. 33).

<sup>10</sup> VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK, Martin VLACH. *Začínáme s LabVIEW*. 1. vydání. Praha : BEN - technická literatura, 2008. ISBN: 978-80-7300-245-9.



s jiným teploměrem v závislosti na napětí získaném ze zařízení pro měření teploty krve.

**Vždy je doporučeno zavést do tabulky i hodnotu 0 V při teplotě 25 °C!**

Pokud i tak vznikne při měření odchylka od reálné teploty, je zde umístěna komponenta pro doladění tepelné odchylky (offset), která převodní lineární charakteristiku posune o danou konstantu.

## 6. Testování zařízení

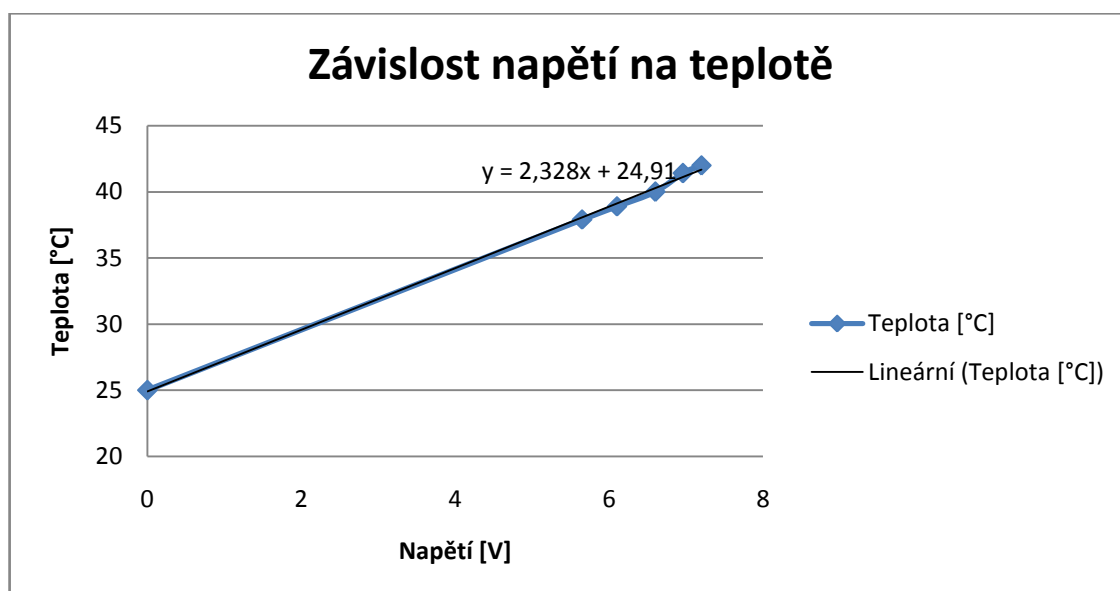
### 6.1. Popis laboratorního testu

Laboratorní test byl proveden v laboratoři na ÚZS TUL, kde se jednalo o prvotní ověření, nastavení a kalibraci měřícího zařízení.

Test a kalibrace byly provedeny s pomocí lékařského elektrického teploměru, kterým se měřila teplota ohřáté vody v nádobě, a napětí se snímalo hotovým zařízením. Zvolené zesílení činí 10 V/V. Změřené hodnoty jsou uvedeny v následující tabulce (tab. 3), z nichž je poté sestrojena závislost napětí na teplotě (viz. graf 2).

**Tab. 3** – Tabulka laboratorního měření závislosti napětí na teplotě.

Napětí [V]	Teplota [°C]
7,2	42
6,96	41,4
6,6	40
6,1	38,9
5,65	37,9
0	25

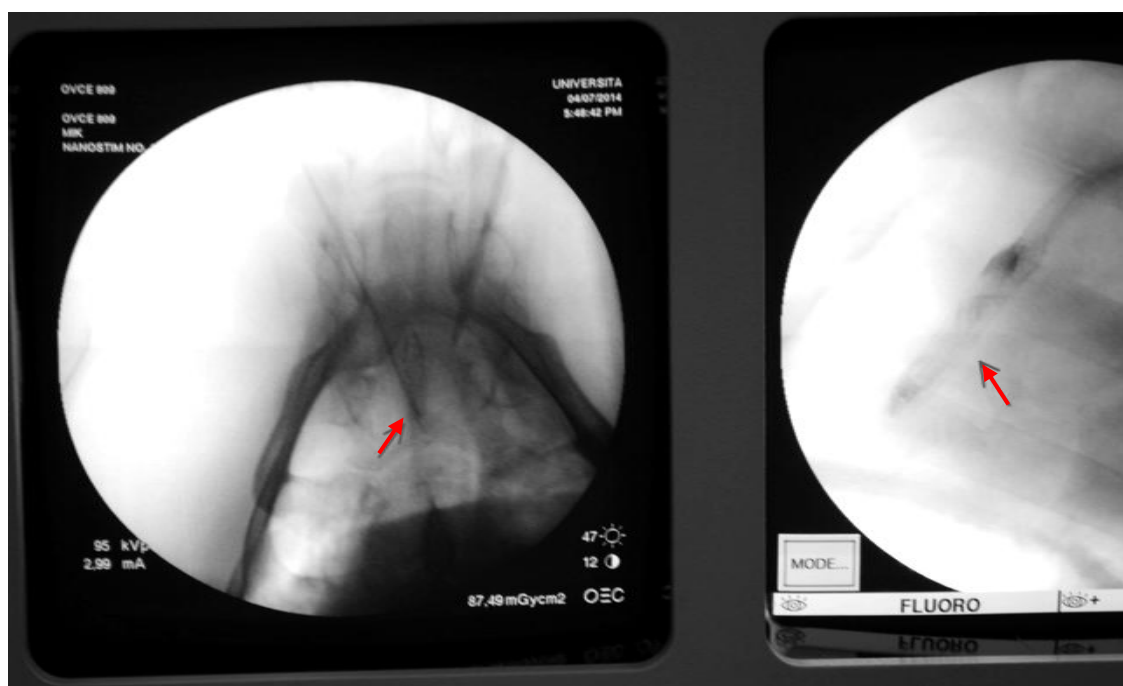


**Graf 2** – Závislost napětí na teplotě - kalibrační graf.

Naměřené závislosti se v tabulkovém procesoru sestrojila lineární spojnice trendu a zobrazila její regresní rovnice a její hodnoty se uvedly do vytvořeného programu v LabView a mohlo se začít měřit.

## **6.2. Popis animálního experimentu**

Testování systému proběhlo na Fyziologickém ústavu 1. LF UK v Praze. Experiment byl proveden na animálním modelu ovce a katétr s čidlem byl zaveden do pravé síně a jeho pozice byla ověřena RTG přístrojem (viz. obr. 34).



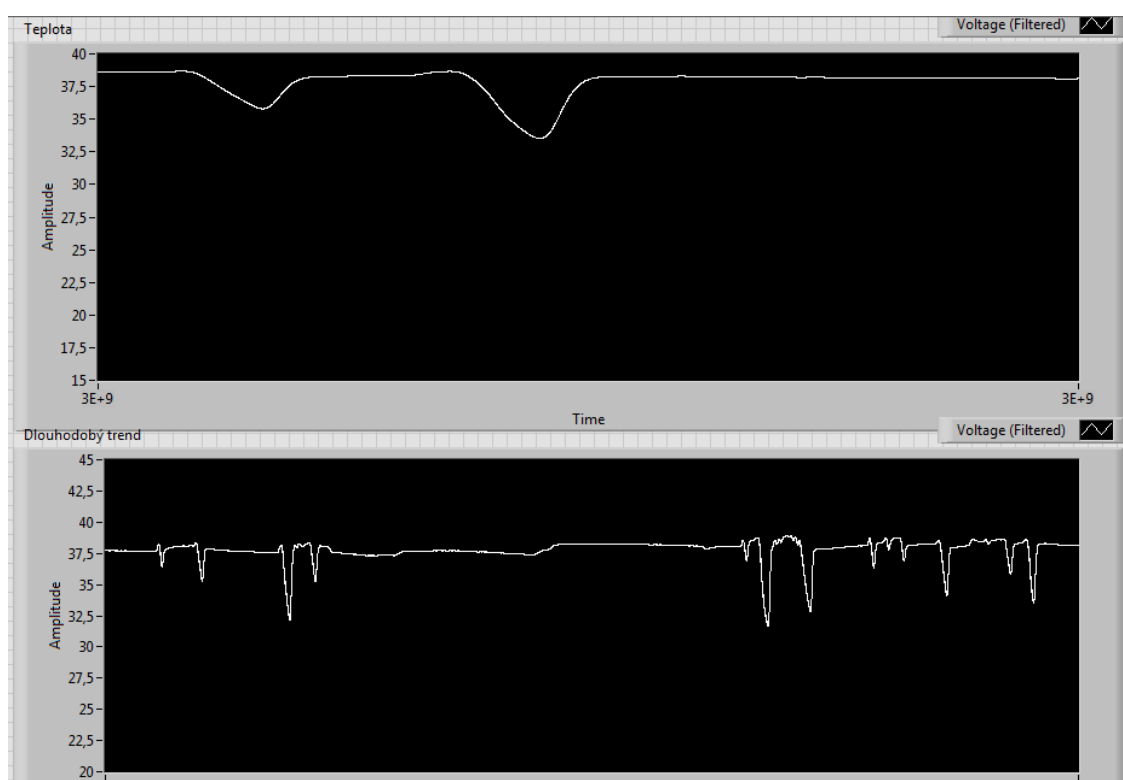
**Obr. 34** – Zobrazení zavedeného katétru s čidlem pomocí RTG.

Následně byl aplikován bolus podchlazeného fyziologického roztoku do organismu, resp. do žíly a byla sledována teplotní odchylka teploty krve od normálu.

## 7. Výsledky

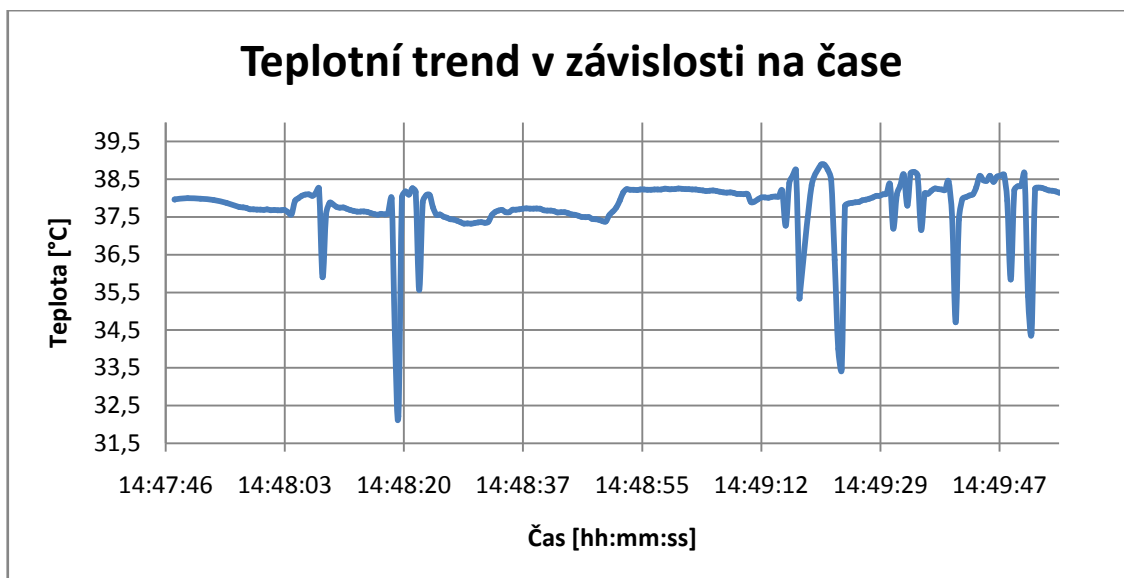
### 7.1. Výsledky laboratorního měření

Po úspěšné kalibraci a ladění programového prostředí, v laboratoři ÚZS TUL, byly první zobrazené výsledky jako na následujícím obrázku (viz. obr. 35). Horní obrazovka v obrázku znázorňuje aktuální trend, v řádech sekund, teplotní odchylky od stálé teploty, po vyndání a zandání čidla z vody o teplotě cca 38 °C. Druhá obrazovka znázorňuje dlouhodobý trend, v řádech minut.



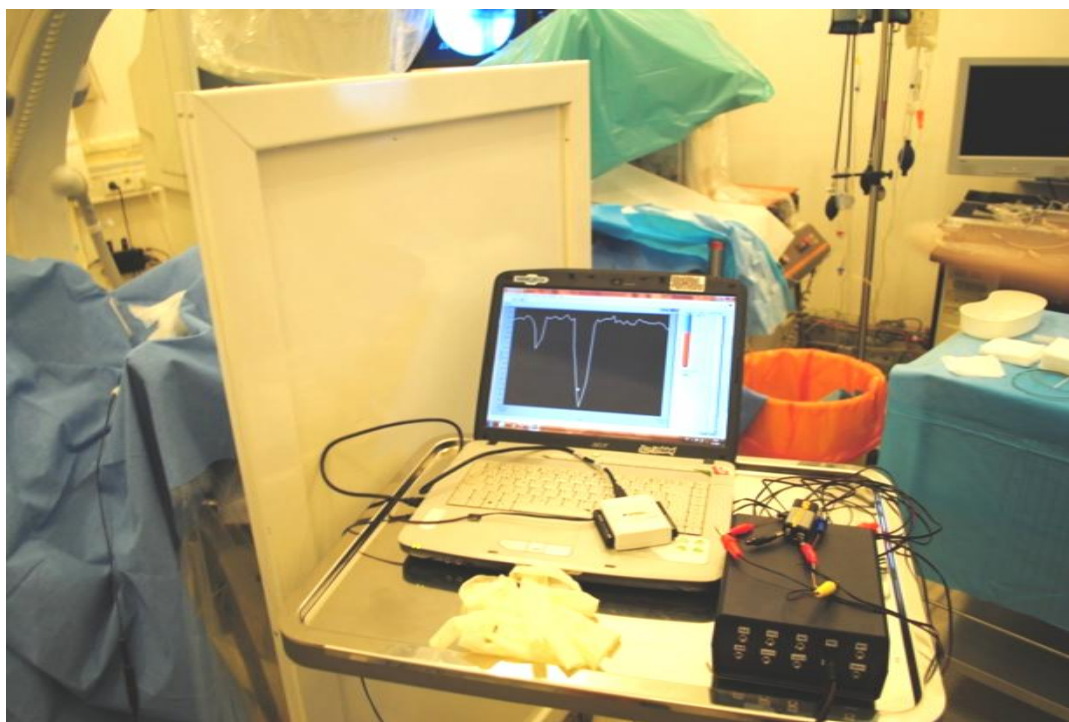
**Obr. 35** – Zobrazení průběhu měření.

Následující obrázek (viz. obr. 36) znázorňuje, jak vypadá rekonstrukce signálu z uložených dat.



**Obr. 36** – Testování citlivosti čidla, zobrazující pohyb čidla z a do nádoby s ohřátou vodou.

## 7.2. Výsledek animálního experimentu



**Obr. 37** – Animální experiment a zobrazení průběhu po podání studeného bolusu fyziologického roztoku.



V laboratoři Fyziologického ústavu 1. LF UK byla po aplikaci podchlazeného bolusu fyziologického roztoku sledována distribuce objemu tekutiny v závislosti na čase, což způsobilo změnu teploty v čase (viz. obr. 37).

Na následujícím obrázku je autor této bakalářské práce při experimentu v laboratoři Fyziologického ústavu 1. LF UK.



**Obr. 38 – Autor práce při animálním experimentu**

## 8. Závěr

V rámci předložené bakalářské práce byl proveden návrh a realizace měřicího zařízení pro výzkumné potřeby laboratoří, zaměřených na animální experimenty. Navržená měřicí aparatura umožňuje kontinuální měření teploty krve animálního modelu, jehož citlivost na změnu teploty je ve vyhodnocovací aplikaci zaokrouhlena na hodnotu 0,01 °C. Citlivost měřicího zařízení je vyšší, až 0,0001 °C, ale pro měření teploty krve je taková citlivost naddimenzována. Odchylka způsobená chybou při programovém přepočtu napětí na teplotu je cca  $\pm 0,3$  °C.

Při návrhu zařízení se vycházelo z požadavků experimentálního pracoviště a byla následně testována jeho funkčnost v laboratoři ÚZS TUL, kde se čidlem měřila teplota ohřáté vody za pomoci vytvořeného SW, a porovnávala se s lékařským teploměrem. Též byly sledovány reakce zařízení na změnu teploty vyndáním a zandáním do vody. Zátěžová zkouška probíhala na animálním experimentu v laboratoři Fyziologického ústavu 1. LF UK, kde modelu byl podán bolus podchlazeného roztoku do žíly, a v pravé síni srdce umístěné čidlo, měřilo teplotu. Na monitoru PC byla zobrazena odchylka od ustálené hodnoty.

Navržené a provedené těsnění čidla v katéttru, proti vnikání tekutin, přestalo při animálním experimentu těsnit a začala dovnitř vnikat krev. Problém se dá odstranit zvolením vhodnějšího materiálu. V testovaném zařízení nebyla použita RTG značka v hrotu katéttru s čidlem.

Na vyrobeném zařízení se nepodařilo zprovoznit 5. kanál. Problém je zřejmě na DPS.

Zpracování dat je řešeno pomocí A/D převodníku DAQ NI USB-6009 od firmy National Instruments a programového prostředí LabView 2013 64-bit. Aplikace pro stažení a instalaci ovladače DAQ karty je obsažena v příloze na CD. Vzhledem k licenci, neobsahuje příloha CD program LabView 2013 64-bit, ale obsahuje veškeré soubory pro otevření a editaci v jiných dostupných verzích a také spustitelné aplikace pro vyrobené měřicí zařízení ve formátu .exe. Aplikace určená pro vyrobené zařízení pořizuje záznam do tabulkového procesoru Excel ve formátu .xlsx.

Pro každý počet připojených kanálů k PC je vytvořena speciální aplikace, a to z toho důvodu, že musí být připojeno pokaždé tolik kanálů, na kolik je program dimenzován.

V opačném případě aplikace vypisuje chybovou hlášku. Z tohoto důvodu jsou přiloženy do přílohy na disk CD programy pro každý počet připojených kanálů a zdrojové programy pro editaci aplikace.

Vyrobené zařízení lze dále rozvíjet:

- V lepším těsnění čidla v katétu proti vnikání tekutin.
- V počtu kanálů pro měření teploty.
- V miniaturizaci zařízení.
- Vhodnějším označením a napojením napájecích konektorů v čelním panelu měřicího zařízení, případně menším napájecím zdrojem oproti laboratornímu zdroji.
- Vizuální stránkou a přesnějším přepočtem teploty v SW prostředí.

Necht' tato Bakalářská práce slouží jako základ k dalšímu výzkumu a vývoji zařízení, zabývajících se touto problematikou.

## Seznam použité literatury a dalších zdrojů

### Použitá literatura

1. **POWNER, David I.** *Cardiovascular Physiology. Neurocritical Care Board Review: Questions and Answers.* [editor] Asma ZAKARIA. 2013. str. 205. ISBN: 078-1936287574.
2. **ROSNER, Bernard.** *Fundamentals of biostatistics.* ed. 7. Boston : Brooks/Cole, Cengage Learning, 2011. str. 859. Sv. XVII. ISBN: 05-387-3349-7.
3. **WEBSTER, John G.** *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation.* ed. 6. místo neznámé : Wiley, 2006. ISBN: 978-0-471-26358.
4. **BARRETT, Thomas E.** *Fundamentals of physics, condensed: a study guide to accompany Fundamentals of physics.* ed. 9. Hoboken : Wiley, 2010. David Halliday, Robert Resnick, Jearl Walker. ISBN: 978-047-0551-820.
5. **PEARSON, James, Matthew S. GANIO, Thomas SEIFERT, Morten OVERGAARD, Niels H. SECHER a Craig G. CRANDALL.** *Pulmonary Artery and Intestinal Temperatures during Heat Stress and Cooling. Medicine [online].* 2012. stránky 857-862 [cit. 2013-11-21] vol. 44, issue 5. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31823d7a2b.
6. **VINCENT, Jean-Louis, Andrew RHODES a kol.** *Clinical review: Update on hemodynamic monitoring - a consensus of 16. Critical Care [online].* 2011. stránky 229- [cit. 2013-11-21] vol. 15, issue 4. Dostupné z: <http://ccforum.com/content/15/4/229>. DOI: 10.1186/cc10291.
7. **TANG LS, GOERITZ ML, CAPLAN JS, TAYLOR AL, FISEK M, et al.** *Precise Temperature Compensation of Phase in a Rhythmic Motor Pattern.* 2010. PLoS Biol 8(8): e1000469. doi:10.1371/journal.pbio.1000469.
8. **CHATELIER, Ronald C., et al.** *Systems and methods for discriminating control solution from a physiological sample.* 2010. U.S. Patent Application 12/840,595.

9. **GANONG, Viliam F.** *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galen, 2005. ISBN: 80-7262-3111-7.
10. **NAVRÁTIL L., ROSINA J. a kol.** *Medicínská biofyzika*. Praha : Grada, 2005. ISBN-10: 80-247-1152-4.
11. **VLACH, Jaroslav, Josef HAVLÍČEK, Martin VLACH.** *Začínáme s LabVIEW*. 1. vydání. Praha : BEN - technická literatura, 2008. ISBN: 978-80-7300-245-9.
12. **HEJZLAR, Radko.** *Termodynamika*. 4. vydání. Praha : Vydavatelství ČVUT, 2004. str. 166. ISBN: 80-010-2975-1.
13. **ĎAŽO, Stanislav, Marcel Kreidl.** *Senzory a měřicí obvody*. 1. vydání. Praha : ČVUT, 1996. stránky 180-232. ISBN 80-010-1500-9.
14. **BERNACIKOVÁ, Martina.** *Fyziologie*. 1. vydání. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 978-80-210-5841-5.
15. **KYMPLOVÁ, Jaroslava.** *Katalog metod v biofyzice* [online]. [cit. 2014-04-14]. Dostupné z: <http://portal.lf1.cuni.cz/clanek-793-katalog-metod-v-biofyzice>.
16. **HAVRÁNEK, Jiří.** *Kardiopulmonální monitoring*. [online]. [cit. 2014-04-19]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Kardiopulmon%C3%A1ln%C3%AD\\_monitoring](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Kardiopulmon%C3%A1ln%C3%AD_monitoring).
17. **FADDY, Steven C.** *Cardiac Output, Fick Technique for*. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* [online]. Hoboken, NJ, USA: John Wiley, 2006-04-14 [cit. 2014-04-27]. DOI: 10.1002/0471732877.emd115. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/0471732877.emd115>
18. **DYSON, Mary.** *Heat and Cold, Therapeutic*. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* [online]. Hoboken, NJ, USA: John Wiley, 2006-04-14 [cit. 2014-04-27]. DOI: 10.1002/0471732877.emd129. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/0471732877.emd129>
19. **SAMARAS, Theodoros.** *Thermometry*. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* [online]. Hoboken, NJ, USA: John Wiley, 2006-04-14 [cit. 2014-04-27]. DOI: 10.1002/0471732877.emd248. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/0471732877.emd248>

20. **TEXAS INSTRUMENTS.** *Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIERS: INA128, INA129.* Texas Instruments [online]. 2013 [cit. 2014-03-28]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>
21. **TEXAS INSTRUMENTS.** *Precision OPERATIONAL AMPLIFIER: OPA177.* Texas Instruments [online]. 2009 [cit. 2014-03-28]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/opa177.pdf>.
22. **TEXAS INSTRUMENTS.** *+5V Precision VOLTAGE REFERENCE: REF02.* Texas Instruments [online]. 2013 [cit. 2014-03-28]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ref02.pdf>.
23. **TEXAS INSTRUMENTS.** *DUAL CURRENT SOURCE/CURRENT SINK: REF200.* Texas Instruments [online]. 2009 [cit. 2014-03-28]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ref200.pdf>.
24. **Murata Manufacturing Co., Ltd..** *NTC Thermistors.* MuRata [online]. 2012 [cit. 2014-04-22]. Dostupné z: <http://www.murata.com/products/catalog/pdf/r44e.pdf>
25. **RS COMPONENTS LTD..** *Thermistor NTC for Temp. Sensor 47K 1%.* [online]. [cit. 2014-04-22]. Dostupné z: <http://uk.rs-online.com/web/p/thermistors/7468201/>
26. **NATIONAL INSTRUMENTS.** *USER GUIDE AND SPECIFICATIONS NI USB-6008/6009.* National Instruments [online]. 2012 [cit. 2014-04-22]. Dostupné z: <http://www.ni.com/pdf/manuals/371303m.pdf>
27. **PHILIPS ELECTRONICS N.V..** *Continuous Temperature.* [online]. [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: [http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient\\_monitoring/products/continuous\\_temperature/index.wpd](http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/continuous_temperature/index.wpd)
28. **PHILIPS ELECTRONICS N.V..** *PiCCO®.* [online]. [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: [http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient\\_monitoring/products/picco/](http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/picco/)
29. **LIDCO LTD..** *LiDCOplus.* [online]. [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: <http://www.lidco.com/products/lidcoplus.php>

## Seznam obrázků

Obr. 1 – <i>Termočlánek podle Seebecka [19]</i> .....	- 18 -
Obr. 2 – <i>Wheatstonův můstek (příklad)</i> .....	- 19 -
Obr. 3 – <i>Teplota těla teplokrevných a studenokrevných živočichů v závislosti na teplotě okolí. [10]</i> .....	- 20 -
Obr. 4 – <i>Teplotní zóny těla. [10]</i> .....	- 21 -
Obr. 5 – <i>Swan-Ganzův katétr</i> .....	- 24 -
Obr. 6 – <i>Blokové schéma přístroje</i> .....	- 28 -
Obr. 7 – <i>Čidlo NXFT15. [25]</i> .....	- 31 -
Obr. 8 – <i>Rozměry čidla NXFT15. [24]</i> .....	- 33 -
Obr. 9 – <i>Symetrické napájení – výřez ze schématu</i> .....	- 34 -
Obr. 10 – <i>Wheatstonův můstek</i> .....	- 35 -
Obr. 11 – <i>Výřez měřicí části obvodu</i> .....	- 35 -
Obr. 12 – <i>Možnost rozšíření zesilovače INA128. [20]</i> .....	- 37 -
Obr. 13 – <i>Zobrazení karty DAQ NI USB-6008/6009. [26]</i> .....	- 38 -
Obr. 14 – <i>Blokové rozvržení obrazovky</i> .....	- 40 -
Obr. 15 – <i>Prodloužení čidla</i> .....	- 41 -
Obr. 16 – <i>Uchycení čidla v katétu</i> .....	- 41 -
Obr. 17 – <i>Konektor katétu</i> .....	- 41 -
Obr. 18 – <i>Výsledné schéma zapojení měřicí jednotky pro jeden kanál</i> .....	- 42 -
Obr. 19 – <i>REF02 – rozdělení pinů. [22]</i> .....	- 43 -
Obr. 20 – <i>INA128 – rozdělení pinů. [20]</i> .....	- 43 -
Obr. 21 – <i>OPA177 – rozdělení pinů. [21]</i> .....	- 43 -
Obr. 22 – <i>REF200 – rozdělení pinů. [23]</i> .....	- 43 -
Obr. 23 – <i>Výsledné schéma pro pět kanálů v programu Eagle</i> .....	- 44 -
Obr. 24 – <i>Dvojvrstvá DPS pro pět kanálů</i> .....	- 45 -
Obr. 25 – <i>Fyzická podoba DPS</i> .....	- 46 -
Obr. 26 – <i>Čelní panel měřicího zařízení</i> .....	- 46 -
Obr. 27 – <i>Zadní panel měřicího zařízení</i> .....	- 47 -
Obr. 28 – <i>Smysl zapojení 3,5 mm Jack (samec)</i> .....	- 47 -
Obr. 29 – <i>Smysl zapojení zařízení na laboratorní zdroj</i> .....	- 48 -
Obr. 30 – <i>Prohlížeč a správce zařízení a ovladačů</i> .....	- 48 -
Obr. 31 – <i>Zobrazení funkce portů na zařízení</i> .....	- 49 -

Obr. 32 – Čelní panel programu.....	- 50 -
Obr. 33 – Blokový diagram programu.....	- 51 -
Obr. 34 – Zobrazení zavedeného katétru s čidlem pomocí RTG. ....	- 54 -
Obr. 35 – Zobrazení průběhu měření.....	- 55 -
Obr. 36 – Testování citlivosti čidla, zobrazující pohyb čidla z a do nádoby s ohřátou vodou.....	- 56 -
Obr. 37 – Animální experiment a zobrazení průběhu po podání studeného bolusu fyziologického roztoku. ....	- 56 -
Obr. 38 – Autor práce při animálním experimentu .....	- 57 -

### Seznam grafů

Graf 1 – Charakteristika odporu $\mu$ Rata čidel v závislosti na teplotě.[24] .....	- 32 -
Graf 2 – Závislost napětí na teplotě - kalibrační graf. ....	- 53 -

### Seznam tabulek

Tab. 1 - Rozměry čidla. [24].....	- 32 -
Tab. 2 - Hodnoty odporu pro koeficient zesílení na INA128. [20] .....	- 37 -
Tab. 3 – Tabulka laboratorního měření závislosti napětí na teplotě.....	- 53 -

### Seznam samostatných příloh

Příloha č. 1: CD obsahující:

- Elektronická podoba Bakalářské práce zahrnující prohlášení a originál zadání.
- Vzor - zisk abs. členu a regr. koef.xlsx.
- Katalogové listy.
- Eagle schéma zapojení.
- Aplikace pro stažení a instalaci ovladače pro DAQ NI-USB 6009.
- Zdrojové kódy v LabView pro editaci a vytvoření výsledných .exe aplikací.